

*Auswirkungen differenzieller Ermüdungsprogramme auf ausgewählte
Bewegungsparameter und die Muskelaktionspotenziale von
Triceps surae und Quadriceps femoris*

Dissertation
zur Erlangung des akademischen Grades
doctor philosophiae (Dr. phil.)

**vorgelegt dem Rat der Fakultät für Sozial- und Verhaltenswissenschaften
der Friedrich – Schiller – Universität Jena**

von Magister Artium (M.A.) Falk Werner
geboren am 28.02.1972 in Halle/Saale

Gutachter

1. Prof. Dr. H. – A. Thorhauer

2. Prof. Dr. Heiko Wagner

Tag des Kolloquiums: 23.06.2006

Inhaltsverzeichnis

Inhalt:

Seite:

1	EINLEITUNG – PROBLEMSTELLUNG	1
2	FORSCHUNGSSTAND	6
3	THEORETISCHE GRUNDLAGEN	12
3.1	Neurophysiologische Aspekte	12
3.1.1	Motorische Einheit	12
3.1.2	Rekrutierung und Frequenzverhalten	13
3.1.3	Synchronisation	15
3.1.4	Inter- und intramuskuläre Koordination	15
3.2	Sportspezifische Definitionsansätze der Ermüdung	18
3.3	Wesen und Wirkungsmechanismen der Ermüdung	21
3.3.1	Ursachen	21
3.3.2	Ermüdungssymptome	22
3.3.3	Periphere und zentrale Aspekte physischer Ermüdung	24
3.3.3.1	<i>Zentrale Ermüdung</i>	25
3.3.3.2	<i>Periphere Ermüdung</i>	27
3.3.4	Erschöpfung	29
3.4	Elektromyographie	30
3.4.1	Elektromyographie in der Ermüdungsforschung	30
3.4.2	Methoden der Elektromyographie	33
3.4.2.1	<i>Nadelelektroden – EMG</i>	33
3.4.2.2	<i>Oberflächenelektroden – EMG</i>	33
3.4.3	Ableitetechniken	34
3.4.4	Verarbeitung und Auswertung elektromyographischer Signale	35
4	HYPOTHESEN	38
5	UNTERSUCHUNGSMETHODIK	42
5.1	Untersuchungsaufbau	42
5.2	Messtechnik	45
5.3	Personenstichprobe	45
5.4	Untersuchungsdurchführung	47
5.5	Untersuchungsparameter	51
5.6	Datenerhebung – Datenverarbeitung	53
5.6.1	Methoden der Datenerhebung	53
5.6.1.1	<i>Analyse sporttechnischer Daten</i>	53
5.6.1.2	<i>Analyse elektromyographischer Daten</i>	53
5.6.1.3	<i>Analyse kinematischer Daten</i>	56
5.6.2	Methoden der Datenverarbeitung	57

6	UNTERSUCHUNGSERGEBNISSE	60
6.1	Ergebnisse sportlicher Leistungsparameter	60
6.2	Ergebnisse elektromyographischer Parameter	78
6.2.1	EMG – Ergebnisse des Musculus triceps surae	78
6.2.2	EMG – Ergebnisse des Musculus quadriceps femoris	93
6.3	Ergebnisse kinematischer Parameter	107
6.3.1	Körperschwerpunkt	108
6.3.2	Kniegelenkwinkel- und Hüftgelenkwinkel	119
7	DISKUSSION	135
7.1	Diskussion der Ergebnisse der sportlicher Leistungsparameter	135
7.2	Diskussion der Ergebnisse der elektromyographischen Parameter	137
7.3	Diskussion der Ergebnisse der kinematischen Parameter	139
7.4	Integrative Diskussion	143
7.5	Lokale Ermüdung in Abhängigkeit der Sportartspezifik	146
7.6	Methodenkritik	173
7.7	Trainingspraktische Folgerungen und weiterführende Überlegungen	175
8	ZUSAMMENFASSUNG	177

LITERATURVERZEICHNIS

ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS

ABBILDUNGSVERZEICHNIS

TABELLENVERZEICHNIS

EHRENWÖRTLICHE ERKLÄRUNG

LEBENS LAUF

DANKESWORT

ANHANG (CD)

Der Sport hat als grundlegender Aspekt gesellschaftlicher, ökonomischer und sozialer Strukturen in den letzten Jahren eine rasante Entwicklung erfahren. Sport als konstitutiver Baustein durchdringt und beeinflusst alle Ebenen unseres Lebens in einer nur ihm eigenen besonderen Art und Weise. In vielen sportorientierten Bereichen spielt der Gedanke nach Leistung in Abhängigkeit von Motiven und Zielsetzungen eine übergeordnete Rolle. Die Erhöhung der Leistungsfähigkeit des Organismus und die damit verbundene Steigerung der sportlichen Leistung ohne Doping und Pharmakamissbrauch ist ein zentrales Thema für zukünftige Trainingsprozesse. Aus trainingswissenschaftlichem Interesse besteht daher die Notwendigkeit, existierende belastungsmethodische Verfahren für die Steuerung und Strukturierung von Trainingsprozessen weiterzuentwickeln bzw. Wege zu finden und zu beschreiten, die legal sowie ethisch vertretbar sind. Trainingsprozesse, die zur Erhöhung und Verbesserung der sportlichen Leistung führen sollen, müssen u. a. in Abhängigkeit von der Individualität des Sportlers, den vorhandenen individuellen Defiziten und den Zielsetzungen systematisiert werden. Des Weiteren ist es in Anbetracht der hohen Trainingsbelastungen im Spitzensport notwendig das Beanspruchungs – Regenerations – Zusammenspiel zur Vermeidung von Fehl- und / oder Überbelastungen zu optimieren (SCHMIDTBLEICHER / FRICK, 2001). Für die Trainingswissenschaft als anwendungsorientierte Wissenschaft besteht die Notwendigkeit sich zielorientiert mit empirisch – analytischen Aspekten des Trainingsgeschehens auseinanderzusetzen. Unter dieser Prämisse sind Belastungs- und Trainingskonzepte abzuleiten, die der Leistungsentwicklung im Spitzensport dienen sowie in anderen Bereichen des Sports genutzt werden. Die Kooperation von sportwissenschaftlichen Teildisziplinen einerseits und anderen Wissenschaftsbereichen andererseits im Sinne einer Interdisziplinarität soll die kritische Auseinandersetzung fördern und den erkenntnistheoretisch geleiteten Ansatz der Trainingswissenschaft stärker in den Mittelpunkt rücken (TÜRK – NOACK / THORHAUER, 2001). Studien und Untersuchungen, die sich mit auftretenden Beanspruchungen und Belastungen bei sportlichen Bewegungsabläufen befassen, rücken immer mehr in den Blickpunkt sportwissenschaftlichen Interesses. In differenzierten Ansätzen wird diese Problematik z.B. erkannt und postuliert (vgl. Abb. 01).

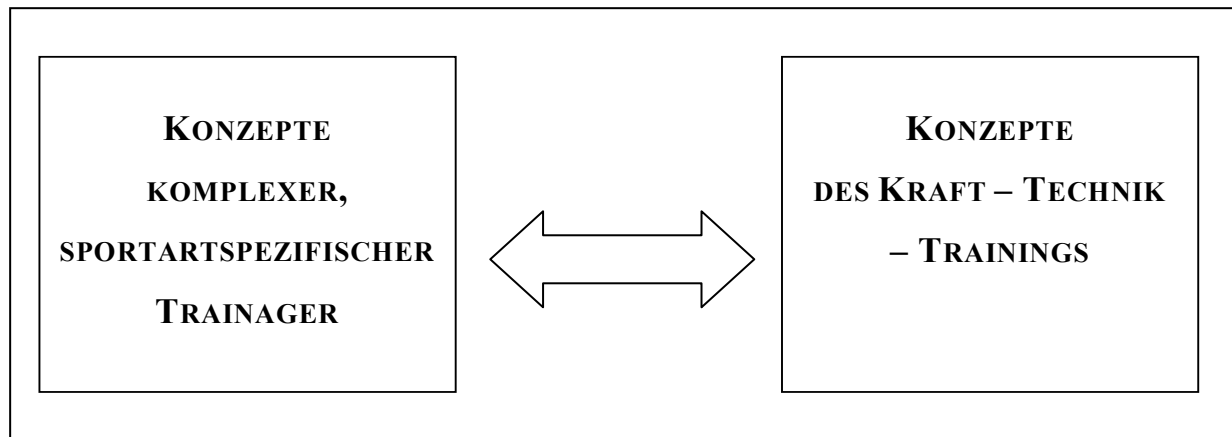


Abb. 01: Ansätze belastungsmethodischen Vorgehens in Trainingsprozessen

So ist die engere Verbindung von Kraft- und Techniktraining schon seit Anfang der 70 Jahre ein zentrales Thema in trainingswissenschaftlichen Arbeiten (DJACKOW, 1972). Die Entwicklung komplexer sportartspezifischer Trainager auf der Grundlage der Simulation spezieller wettkampfspezifischer Bewegungs- und Belastungsanforderungen ist in den letzten Jahren zunehmend erfolgreich gestaltet worden. Im Blickpunkt stehen insbesondere komplexe Messplätze zur Optimierung des parametergestützten Techniktrainings (KNOLL, 1999; DAUGS, 2000). Differenzierte Konzepte des Kraft – Technik – Trainings sollten jedoch stärker in trainingswissenschaftliche Untersuchungen einbezogen werden. Ein vielversprechender Ansatz ist die Nutzung neuro – muskulärer Antriebe. Bei der Gestaltung der Trainingsbelastung sind dabei Fragen zu Adaptationsmechanismen und Ermüdungsvorgängen vor allem bei Ausdauer- und Kraftbeanspruchungen von gesondertem Interesse.

Die Problematik „Ermüdung und sportliche Leistungsfähigkeit“ ist seit einigen Jahren wieder in die Diskussion sportwissenschaftlicher Untersuchungen gerückt. Der Begriff der „Ermüdung“ und damit verbundene Erklärungsansätze werden in der Literatur widersprüchlich diskutiert. DAUGS (1996) und OLIVIER (2001) verweisen in diesem Zusammenhang auf gegensätzliche Definitionsansätze und eine unterschiedliche experimentelle Befundlage. MARTIN (1987) bezeichnet Ermüdung als besonderen physischen / psychischen Zustand des Organismus als Ergebnis von Belastungen. Die Leistungsfähigkeit des Systems wird temporär vermindert und ist reversibel. Ermüdung wird als konstituierendes Element der Trainingsbeanspruchung verstanden, welches sich im Trainingsprozess kumuliert und notwendigerweise einstellt (THORHAUER et al., 2001). Ziel der Ermüdungsforschung ist es unter anderem herauszufinden, wie und unter welchen

Bedingungen das System „Sportler“ auf spezifische Belastungen reagiert. Dabei werden Beanspruchungsreaktionen qualitativ und quantitativ erfasst und können mit differenzierten Parametern beschrieben werden. Eine Einteilung in periphere und zentrale Ermüdung wird von verschiedenen Autoren präferiert (KÜCHLER, 1983; HOLLMANN / HETTINGER, 1980; 2000; MARTIN, 1987). Bei hohen Belastungen ist eine deutliche Trennung beider Formen nur schwer zu diagnostizieren (PLATONOV, 1999). Für die Steuerung von Trainingsprozessen ist es daher von übergeordneter Bedeutung, ob die Abnahme der sportlichen Leistung durch metabolische Faktoren oder durch zentrale respektive periphere neuronale Ermüdung verursacht wird (SCHMIDTBLEICHER / FRICK, 2001).

Im Blickpunkt sportmedizinischer Untersuchungen stehen u.a. Fragestellungen zu Aspekten der Energiebereitstellung und -stoffwechselregulation (SCHMIDTBLEICHER, 1996; JESCHKE / LORENZ, 1998) und Veränderungen aus metabolischer Sicht (PLATONOV, 1999). Neuromuskuläre Phänomene der Ermüdung, insbesondere bei dynamischer Muskularbeit und sportspezifischen Beanspruchungen, sind bisher kaum Gegenstand von Untersuchungen gewesen (STRASS, 1994; RECHTIEN et al., 1999).

Aus bewegungs- und trainingswissenschaftlicher Sicht sind zu bearbeitende Themengebiete problemübergreifend angelegt. Neben Fragestellungen zum Leistungsfaktor Kondition steht die motorische Eigenschaft „Kraft“ im Mittelpunkt des Interesses. Projekte zur Struktur und den Komponenten des Kraftverhaltens, den Einflussgrößen, leistungsdiagnostischen Verfahren, Trainingsmethoden und zur Trainingssteuerung sind herausgearbeitete Problemfelder (GOLLHOFER, 1990). Parallel mit der Entwicklung von Diagnosemöglichkeiten (Messplatztraining) wurden die angewandten Krafttrainingsmethoden überprüft und neu klassifiziert. In Ergänzung zur Kraftproblematik sind Fragestellungen zur Muskelermüdung, der Regeneration und Untersuchungen zur Muskelfaserzusammensetzung in den Blickpunkt trainingswissenschaftlichen Interesses gerückt (SCHMIDTBLEICHER, 1996). In jüngerer Vergangenheit wurden vereinzelt die Arbeiten der „Freiburger Schule“ zu Adaptations-, Belastungs- und Ermüdungsvorgängen zur Trainingsoptimierung aufgegriffen und weitergeführt (SCHMIDTBLEICHER et al., 1978; BÜHRLE, 1985; SCHMIDTBLEICHER / GOLLHOFER, 1985; GOLLHOFER, 1987; FRICK, 1993). Untersuchungen von WITTEKOPF / RÜHL (1984), POLLMANN / WILLIMCZIK (1991) sowie WOLLNY (1991) und TIDOW (1994) beinhalteten neuromuskuläre Aspekte zur Steuerung des Kraft- und Schnellkrafttrainings.

Unter der Prämisse neue trainingstheoretische Erkenntnisse zu erlangen und somit andere bzw. ergänzende Trainingskonzepte zur Leistungssteigerung erstellen zu können, griff das Forschungsteam des Bereiches Trainingswissenschaft der FSU Jena den Ansatz der verstärkten Verknüpfung von Kraft – Technik – Training neu auf (THORHAUER et al. 2001). Die Forschungsgruppe hat sich zum Ziel gesetzt, Belastungsstrategien und weiterführend Trainingsprogramme in Ergänzung zum bisherigen sportartspezifischen Kraft – Technik – Training des Hochleistungssports zu entwickeln. Ausgangspunkt der Untersuchungen ist die Belastungs – Beanspruchungs – Problematik in Trainingsprozessen. Fragestellungen bei kurzzeitiger dynamischer Muskelarbeit sowie Aspekte der inter- und intramuskulären Koordination für ausgewählte sportartspezifische Bewegungen sind von übergeordnetem Interesse. Ermüdungs – Kompensations – Mechanismen sollen erkannt und für den praktischen Trainingsvollzug genutzt werden.

Die Steigerung der sportlichen Leistung durch eine gezielte lokale Muskelermüdung bietet einen neuen Ansatz im belastungsmethodischen Vorgehen. Im Rahmen des sportlichen Trainings soll die Ermüdung so genutzt werden, dass das Nerv – Muskel – System im unermüdeten Zustand mit einer erhöhten Leistungsfähigkeit reagiert. Trainingsinhalte können u.a. so verändert werden, dass die Belastung des muskulären Systems im Grenzbereich des Leistungsvermögens erfolgt. Als gesichert gilt, dass wiederholte Reizsetzungen zu funktionellen Defiziten im beanspruchten neuromuskulären System führen. Dies zieht nicht nur Reaktionen in der ermüdungsinduzierten Muskulatur nach sich. Weiterhin sind Adaptationen synergistischer Muskulatur zur Einbeziehung von Kompensationsmechanismen zu erwarten. Die differenzielle Vorbelastung einzelner Kinetoren (Agonisten-, Antagonisten- und Synergistenermüdung) ist von enormer Bedeutung für den vorliegenden Forschungsansatz. Veränderungen in der neuromuskulären Steuerung des Bewegungssystems, die durch eine lokale Ermüdung einzelner Muskeln oder kleinerer Funktionseinheiten hervorgerufen werden, sind nicht eindeutig und experimentell unterlegt. Die Analyse der Literatur zeigt, dass dynamische sporttechnische Beanspruchungen und komplexe Bewegungsformen bisher kaum Gegenstand wissenschaftlicher Untersuchungen waren. Die differenzierte Betrachtung von belastungsinduzierter Ermüdung und deren Erscheinungen im Kraft- und Techniktraining wurden aus belastungsmethodischer Sicht unzureichend berücksichtigt. Es ist ungeklärt, welche Wirkung die muskuläre Ermüdung auf die nachfolgende Trainingsübung hat und weiterführend Bewegungstechnik sowie neuromuskuläre Koordination beeinflusst werden. Verschiedene Funktionssysteme reagieren

auf ermüdungsbedingte Belastungsreize mit unterschiedlichen Systemreaktionen. Klärungsbedarf besteht wie diese Systeme intern und untereinander in Verbindung stehen sowie welche Kompensationsmechanismen durch das „Setzen“ gezielter Ermüdungsreize hervorgerufen werden. Grundlegend für das konzeptionelle Vorgehen ist die koordinierte Ansteuerung und Regelung des muskulären Bewegungssystems (TÜRK – NOACK / THORHAUER, 2001). Ziel ist es, die isolierte / lokale Ermüdung als funktionelle Beanspruchung positiv zu nutzen, um die Bewegungskoordination gezielt zu beeinflussen. Das Konzept der „muskulären Vor – Ermüdung“ ist durch unterschiedliche inhaltliche Aspekte gekennzeichnet (vgl. TÜRK – NOACK / THORHAUER, 2001).

Der zentrale Forschungsansatz lautet:

Lokale / differenzielle Muskel – Vor – Ermüdung führt zu neuromuskulären Kompensationsmechanismen, die zu einer Erhöhung der Leistungsfähigkeit des agierenden intermuskulären Systems genutzt werden können.

Der menschliche Organismus ist in der Lage, die Skelettmuskulatur mit einer feinen Abstufung kontrahieren zu lassen. Dieser Vorgang wird durch Aktivierung einer Vielzahl motorischer Einheiten (räumliche Summation) oder durch Veränderung der Frequenz der Nervenimpulse (zeitliche Summation) hervorgerufen. Die innervatorische Regulation der Kraft wird als intramuskuläre Koordination bezeichnet. Sie bestimmt die Höhe und den zeitlichen Verlauf des Krafteinsatzes innerhalb eines Muskels. Für die vorliegende Arbeit stehen deshalb inter- und intramuskuläre Aspekte lokaler Muskelermüdung im Prozess kurzzeitiger dynamischer und statischer Muskelarbeit im Mittelpunkt. Bei der Untersuchung zur lokalen Muskelermüdung kommen verschiedene biomechanische und elektrophysiologische Methoden zum Einsatz. An speziellen Ermüdungstrainern sind differenzierte Bewegungsaufgaben unter normierten Bedingungen, bestehend aus isometrischen und dynamischen Kontraktionen, auszuführen. Als Kontrollübung zur Beurteilung des Ermüdungsprozesses dienen verschiedene Hock – Streck – Bewegungen der unteren Extremitäten (Squat Jump und Drop Jump). Neben verschiedenen Leistungsparametern (Bodenkontaktzeit, Flughöhe, Flugzeit) sowie Videosequenzen zur kinematischen Auswertung werden mit Hilfe der Oberflächen – Elektromyographie bioelektrische Parameter erfasst. Insbesondere sollen die myoelektrischen Aktivitäten und Auswirkungen auf die Muskelaktionspotentiale des M. quadriceps femoris und des M. triceps surae in ihrer räumlichen und zeitlichen Ausbreitung erfasst und dargestellt werden.

Ermüdungsphänomene und deren Erforschung sind schon in der Vergangenheit Gegenstand wissenschaftlicher Untersuchungen gewesen. Studien, die sich mit dem Thema elektrischer Aktivitäten und Muskelkontraktion beschäftigen, können bis in das Jahr 1791 zurückverfolgt werden. LAURIG (1983) weist in diesem Zusammenhang auf experimentelle Versuche an Muskeln von Tieren (Fröschen und Schafen) mittels Metallstäbchen hin. In seinem Werk „De Viribus Electricitatis“ fasste GALVANI (1793) erste Erkenntnisse und Phänomene auf dem Gebiet der Neurophysiologie zusammen (DRECHSLER, 1964).

LIEBIG (1842) und LAVOISIER (1862) setzten sich in ihren Arbeiten mit dem Einfluss körperlicher Arbeit bzw. körperlicher Beanspruchung auf den menschlichen Organismus auseinander. Untersuchungsgegenstand waren energetische Aspekte des Muskelstoffwechsels bei körperlichen Belastungen. LAVOISIER (1862) konnte feststellen, dass sich die Prozesse des Energiestoffwechsels erhöhen. Der dem Körper zugeführte Sauerstoff zur Verbrennung kohlenstoff- und wasserstoffreicher Verbindungen übernimmt dabei eine wichtige Funktion (HERBST, 1929). FLETSCHER & HOPKINS (1907) wiesen bei ihren Forschungen nach, dass der Muskel in der Lage ist, auch ohne Sauerstoff eine bestimmte Arbeitsleistung zu bewältigen. Die Aktivität des Muskels bzw. sein Vermögen eine bestimmte Arbeit weiterhin verrichten zu können, wurde mit fortschreitender Dauer der Tätigkeit immer stärker herabgesetzt. Der Zustand absoluter Unerregbarkeit ist gleichzusetzen mit dem völligen Zusammenbruch des muskulären Systems (HERBST, 1929). BAUR (1910) diagnostizierte bei seinen Untersuchungen über die Akkomodationsbreite des Auges bei Ermüdung eine Einschränkung des Sehfeldes. MEUMANN (1914) untersuchte akustische Aspekte bei mittlerer und hochgradiger Ermüdung. SCHENCK (1911) und SMITH (1916) vermuteten, dass giftige Ermüdungsstoffe im Blut, für die Abnahme der Leistungsfähigkeit verantwortlich seien.

Zunehmend rückten Studien zu Fragen des Energiestoffwechsels bei sportlichen Belastungen in den Vordergrund wissenschaftlichen Interesses. So wurden Veränderungen aus metabolischer Sicht von CAESAR / SCHAAL (1924) beim Laufen, Radfahren, Skilaufen und Schwimmen untersucht (HERBST, 1929). Den Einfluss von Ermüdungsprozessen bei sportlichen Tätigkeiten beobachteten ZUNTZ / SCHUMBURG (1896) und LOEWY (1891). Nachgewiesen werden konnte, dass sich der Energieumsatz für eine bestimmte körperliche Aktivität mit zunehmender Ermüdung erhöht. HERBST / NEBULONI (1927) bestätigten

diese Ergebnisse. Die Erhöhung des Energieumsatzes setzt umso eher ein, je schwerer die zu vollbringende Arbeitsleistung ist. Unabhängig vom Grad der Belastung erreicht sie bei einer bestimmten Arbeitsform annähernd die gleichen Werte. Als mögliche Erklärung gaben sie an, dass die beanspruchte Muskulatur infolge einer einsetzenden Ermüdung nicht mehr in der Lage ist, die Arbeit allein auszuführen. Aus der Beobachtung dieses Phänomens kamen sie zu dem Schluss, dass zur Weiterführung der mechanischen Arbeit unterstützend andere Muskeln oder auch Muskelgruppen einbezogen werden müssen. Aus der Zuschaltung einzelner Muskeln oder Muskelsysteme schlussfolgerten sie eine Erhöhung des Energieumsatzes. LEHMANN (1927) beobachtete bei lokaler muskulärer Beanspruchung eine Zunahme der Variabilität der Bewegungsausführung. Im Zusammenhang mit Ermüdung beschreibt DURIG (1927) Schwankungen des Körpers bzw. des Kopfes. SPIELBERG (1934) weist auf die veränderte Bewegungsstruktur (Verflachung der Fußpunktkurve bei Erhöhung der Variabilität des KSP – Weges) beim Gehen hin.

WELCH (1970) untersuchte welchen Einfluss die Ermüdung der unteren Extremitäten auf die Armkoordination hat. Unter anderem stellte er fest, dass die Werte nach der Belastung leicht verbessert waren und schlussfolgerte, dass die Muskelermüdung der Beine keine negativen Auswirkungen auf die Koordinationsfähigkeit der Arme hatte. Aus der Analyse der Potenzialveränderungen des EMG bei peripherer Ermüdung verweisen WITTEKOPF / RÜHL (1984) auf ein Ansteigen der EMG – Amplitude. Dies wird mit einer erhöhten Entladungsfrequenz erklärt und gilt als Nachweis, dass vermehrt weitere motorische Einheiten zum Ausgleich eines Kraftdefizits eingesetzt werden.

Aus heutiger Sicht ist festzustellen, dass sich die Ermüdungsforschung in zwei grundlegende Forschungsrichtungen einteilen lässt, die bei der Betrachtung einerseits durch metabolische und andererseits durch elektrophysiologische Aspekte geprägt sind. Beide Forschungsrichtungen erzielten den bisherigen Erkenntnisgewinn zum einen aus der Analyse dynamischer Muskelkontraktionen und zum anderen aus Untersuchungen zu vorrangig isometrischen Kontraktionsformen (TÜRK – NOACK / THORHAUER, 2001).

In Kap.1 wurde bereits erwähnt, dass es sich beim Phänomen der „Ermüdung“ um ein relativ komplexes Problem handelt und kausal – analytische Erkenntnisse erst in Ansätzen aufgedeckt sind. Unterschiedliche wissenschaftstheoretische Ansätze bieten differenzierte Herangehensweisen an die Problematik. MARTIN (1987) definiert Ermüdung als besonderen

physischen / psychischen Zustand als Resultat von Belastungen. Der temporäre Leistungsverlust wird mit einer Diskoordination der Funktionen des Organismus begründet, ist vorübergehend und reversibel. Die Einteilung in periphere und zentrale Ermüdung wird von verschiedenen Autoren unterstützt (KÜCHLER, 1983; HOLLMANN, 1986; MARTIN, 1987). Bei schwerer körperlicher Beanspruchung ist allerdings, wie bereits erwähnt, eine absolute Trennung beider Formen nicht möglich (PLATONOV, 1999).

Die Zusammensetzung der Muskulatur nach Fasertypen ist ein weiterer Aspekt für die Ermüdungsforschung. Muskelfasern des Typ II ermüden wesentlich schneller als Muskeln mit höherem I – Faseranteil (MATON, 1981). Zusätzliche motorische Einheiten müssen rekrutiert werden, um die geforderte Kraftleistung bei einsetzender Ermüdung aufrecht zu erhalten (LLOYD, 1971). Ermüdung als Resultat der Störung von Stoffwechselvorgängen diskutiert WEICKER (1988).

Die Analyse der Literatur verdeutlicht, dass vor allem zu Studien und Untersuchungen bei dynamischer Muskelarbeit ein Forschungsdefizit besteht. Publikationen beschäftigen sich vorrangig mit der Beschreibung von Phänomenen bei isometrischen und kurzzeitigen maximalen Kontraktionen sowie deren Auswirkung auf das Kraftverhalten des muskulären Systems insbesondere auf die Explosiv- und Maximalkraft (SCHMIDTBLEICHER / HEMMLING, 1994; GÜLLICH / SCHMIDTBLEICHER, 1997; SCHLUMBERGER / SCHMIDTBLEICHER, 2001; KOLLATH / MERTZ, 2001).

GÜLLICH (1996) und GÜLLICH / SCHMIDTBLEICHER (1997) weisen in ihren Ergebnissen zu willkürlichen maximalen Kontraktionen auf kurzzeitige Verbesserungen der Explosivkraft hin. Als eine mögliche Ursache wird die erhöhte Erregbarkeit der Alpha – Motoneurone angenommen. Im Gegensatz dazu ist bei explosiv – isometrischen Kontraktionen kein Explosivkraftgewinn und keine Steigerung der Maximalkraft nachweisbar. Möglicherweise ist dies mit nicht – maximalen Aktivierungsstrategien bei schnellen isometrischen Kontraktionen zu erklären (SCHLUMBERGER / SCHMIDTBLEICHER, 2001).

Mit Untersuchungen zur rhythmischen neuromuskulären Stimulation setzt sich schon seit den 70iger Jahren die Forschungsgruppe um NASAROV auseinander. Neuere Studien beschäftigen sich wieder intensiver mit dieser Thematik. Grundgedanke ist die Übertragung

mechanischer Schwingungen auf das tendomuskuläre System mit dem Ziel der Leistungsverbesserung. VOSS / WITT (1998) und LEHMANN / VOSS / WITT (1999) konzentrierten sich bei ihren Studien auf die Form der bewegungsgesteuerten neuromuskulären Stimulation (BNS). Gegenstand des Stimulationstraining waren unterschiedliche Sprungübungen (Squat Jump, Drop Jump, einbeiniger horizontaler Niedersprung). Als Ergebnis wurde festgestellt, dass es bei hoher Reizdichte und hohen Belastungsumfängen zu einer Aufstockung des Ermüdungsvorganges kommen kann. Der Leistungsabfall ist eher auf die Erschöpfung energetischer Reserven als auf zentralnervöse oder neuromuskuläre Prozesse zurückzuführen.

DAUGS & OLIVIER (1996; 2001) untersuchten den Einfluss hoher konditioneller Vorbelastungen und das Phänomen der zentralnervalen Aktivierung im Techniktraining. Als Resultat weisen sie auf widersprüchliche Definitionsansätze und experimentelle Befunde hin. Dabei orientierten sie sich an BENSON (1968), der Ermüdung nicht grundsätzlich als hemmenden Leistungsfaktor ansieht und den theoretischen Ansatz für ein Drei – Faktoren – Modell von OLIVIER (1996) liefert. Theoretisch und experimentell wird die Verbindung von Belastung mit der zentralnervösen und neuromuskulären Beanspruchung postuliert (THORHAUER et al., 2001).

Neuromuskuläre Aspekte der Ermüdung spielen bei der Bewältigung der Kraft – Technik – Problematik für den vorliegenden Forschungsansatz eine zentrale Rolle. Reize sollen so gesetzt werden, dass die Ermüdung „progressiv“ zur Leistungssteigerung genutzt werden kann (THORHAUER et al., 2001). Die nachgewiesene Beanspruchung muskulärer Strukturen als Ergebnis wiederholter Reizsetzungen führt zu temporären Funktionsdefiziten im aktivierten neuromuskulären System. Auf dieser Grundlage ist anzustreben, bestehende Mechanismen zu erkennen und für den Trainingsprozess zu nutzen. Ziel ist eine erhöhte Leistungsfähigkeit des Nerv – Muskel – Systems. Neben muskulären Kompensationsmechanismen ist unzureichend geklärt, in welchem Maß sportartspezifisches Training (kraftakzentuiert, schnellkraftakzentuiert oder ausdauerakzentuiert) neuromuskuläre Abläufe beeinflusst. Die Aufarbeitung der dargestellten Forschungsdefizite ist als Grundlage für die Verbesserung der Trainingsqualität im Kraft – Technik – Training zu betrachten.

Tab. 01: Beispiele der Ermüdungsforschung in der Sportwissenschaft in Deutschland
(vgl. THORHAUER, 1999; MICHEL, 2000)

Forschungsgebiet	Phänomen	referiert von
BIOMECHANIK	<ul style="list-style-type: none"> ➤ BEI LANGANDAUERNDEN ZYKLISCHEN HÜPFEN KANN DIE ABNEHMENDE BEINSTEIFIGKEIT DURCH KOMPENSATIONSMECHANISMEN FAST AUFRECHT ERHALTEN WERDEN ➤ VERANTWORTLICH FÜR ERMÜDUNGSEFFEKTE BEIM RUDERN SIND DIE KNEEEXTENSOREN ➤ DURCH LAUFERMÜDUNG LASSEN SICH VERÄNDERUNGEN BEI DER KINEMATISCHEN ANALYSE FESTSTELLEN (NACHSTRECKEN DES KNIES) 	<p>FRIEDRICHS, A.</p> <p>KNICKER, A. J.</p> <p>SEYFARTH, A.</p>
SPORTMEDIZIN	<ul style="list-style-type: none"> ➤ URSACHEN FÜR ERMÜDUNGSERSCHENUNGEN BEIM RUDERN WERDEN NEUROPHYSIOLOGISCH UND MASSIV METABOLISCH BEGRÜNDET ➤ LOKALE MUSKULÄRE DEFIZITE AKTIVIEREN VERSCHIEDENE KOMPENSATIONSMECHANISMEN ➤ LOKALE MUSKULÄRE ERMÜDUNGSREAKTIONEN LASSEN SICH ELEKTROPHYSIOLOGISCH VERDEUTLICHEN UND AN HAND DER MUSKELFASERTYPEN ERKLÄREN 	<p>HARTMANN, U.</p> <p>PUTA, CH.</p> <p>SCHOLLE, H. – CH.</p>
BEWEGUNGS – UND TRAININGSWISSENSCHAFT	<ul style="list-style-type: none"> ➤ DIE VERMINDERUNG DER GLEICHGEWICHTSFÄHIGKEIT ERFOLGT DURCH NEUROMUSKULÄRE BEANSPRUCHUNG ➤ DIE IN DER TRAININGSLEHRE BEKANNTEN BELASTUNGSREDUKTIONEN BEI MAXIMALEN SCHNELLIGKEITSLEISTUNGEN SIND NICHT MEHR RELEVANT ➤ BEI ERHEBLICHEN LOKALEN MUSKULÄREN FUNKTIONSEINSCHRÄNKUNGEN LASSEN SICH KEINE LEISTUNGSEINBUSSEN FESTSTELLEN ➤ BEIM EINSATZ VON LANGEN „DROP JUMP – SERIEN“ IST EINE NEUROMUSKULÄRE ERMÜDUNG NICHT ZU VERZEICHNEN ➤ DER EINSATZ EINES BIOIMPULSERS LÄSST NACH 5 – 10 WIEDERHOLUNGEN ERMÜDUNGSEFFEKTE ERKENNEN ➤ ERMÜDUNGSEFFEKTE BEDINGEN EINE ABNAHME DER FREQUENZ BEIM TAPPING BEI ZUNAHME DER KONTAKT- UND HUBZEITEN 	<p>OLIVIER, N.</p> <p>THIENES, G.</p> <p>TÜRK – NOACK, U.</p> <p>VOSS, G.</p> <p>WERTHNER, R.</p>

Im Zusammenhang zu neuromuskulären Aspekten spricht SCHMIDTBLEICHER (1991) vom Begriff der Muskelaktion. In Abhängigkeit von der jeweiligen Muskelaktionsform lassen sich bezüglich der Ermüdung folgende Effekte feststellen (Tab. 2).

Tab. 02: Übersicht zu Ermüdungseffekten bei unterschiedlichen Muskelaktionsformen (vgl. SCHMIDTBLEICHER, 1991)

Muskelaktionsform	Ermüdungseffekte	Autor
ISOMETRISCH	<ul style="list-style-type: none"> ➤ REDUZIERUNG DES MUSKELKRAFTWERTES, BEI GLEICHZEITIGER STEIGERUNG DES EXPLOSIVKRAFTVERHALTENS ➤ KEIN EXPLOSIVKRAFTGEWINN UND KEINE STEIGERUNG DER MAXIMALKRAFT 	STRASS (1985) SCHLUMBERGER / SCHMIDTBLEICHER (2001)
KONZENTRISCH	<ul style="list-style-type: none"> ➤ ERHÖHUNG DER NEURONALEN AKTIVITÄT ➤ ERHÖHTE AKTIVIERUNG MOTORISCHER EINHEITEN BEI MAXIMALEN WILLKÜRLICHEN KONTRAKTIONEN 	KOMI (1989) GÜLLICH / SCHMIDTBLEICHER (1997)
EXZENTRISCH	<ul style="list-style-type: none"> ➤ ERHÖHUNG DER KRAFTSPITZENWERTE DER VERTIKALEN BODENREAKTIONSKRAFT, BEI REDUZIERUNG DER BASISAKTIVIERUNG IM INNERVATIONSMUSTER 	GOLLHOFFER ET AL. (1987)
DEHNUNGS – VERKÜRZUNGS – ZYKLUS (DVZ)	<ul style="list-style-type: none"> ➤ INNERVATIONSHEMMUNG ➤ HÖHERE INITIALE KRAFTSPITZENWERTE ➤ VERLÄNGERUNG DER BODENKONTAKTZEITEN ➤ REDUZIERTE BEWEGUNGSÖKONOMIE 	FRICK (1991); FRICK / SCHMIDTBLEICHER (1993)

3 THEORETISCHE GRUNDLAGEN

3.1 Neurophysiologische Aspekte

3.1.1 Motorische Einheit

Nach TITTEL (2000) sind Nervenzelle, motorische Nervenfasern, motorische Endplatte und Muskelfaser im Laufe der Entwicklung zu einer funktionellen neuromuskulären Einheit (motorischen Einheit) verschmolzen. DAUGS (1993) liefert eine differenziertere Beschreibung. Die motorische Einheit besteht aus dem im Ventralhorn des Rückenmarks gelegenen Alpha – Motoneuron mit dem Dendritenbaum, dem Axon, den Axonterminalen mit ihren an den Muskelfasern ansetzenden Endplatte und den vom Alpha – Motoneuron innervierten Muskelfasern. Nervenzellen sind in ihrem Aufbau so strukturiert, dass sie durch elektrische Impulse mehr oder weniger stark aktiviert werden, diese Erregungen weiterleiten und verarbeiten. Sie bestehen aus dem Perikaryon (zellkernhaltiges Plasma), den Dendriten und Neuriten (Axon – Nervenfasern).

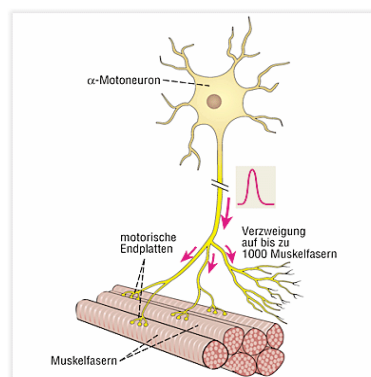


Abb. 02: Motorische Einheit (REICHE, 2003)

Motorische Einheiten innervieren eine unterschiedliche Anzahl von Muskelfasern. Die Nervenfasern können sich mehrfach vor oder im Muskel verzweigen und somit eine Vielzahl von Muskelfasern zugleich aktivieren. Die Anzahl der zu versorgenden Muskelfasern schwankt zwischen 5 – 10 und mehreren 100 (DAUGS, 1993). Nach STRASS (1994) beträgt das Innervationsverhältnis (Alpha – Motoneuron zu Muskelfasern) im M. gastrocnemius ca. 1:1600, während in den Augenmuskeln ein Verhältnis von etwa 1:10 besteht.

Die Erregungsleitung erfolgt unterschiedlich schnell. Verantwortlich hierfür sind verschiedene Nervenfasertypen. Je nach Myelingeht werden markhaltige Fasern (Typ A), markarme Fasern (Typ B) und marklose Fasern (Typ C) unterschieden. TITTEL (2000) weist

darauf hin, dass dünne vegetative Nervenfasern Erregungen mit einer Geschwindigkeit von 0,5 bis 2 m / s weiterleiten, während dicke Fasern Leitungsgeschwindigkeiten von 15 bis 40 m / s erreichen können. Nach STRASS (1994) feuern motorische Einheiten bei einem langsamen Kraftanstieg mit Anfangsfrequenzen von 5 bis 10 Hz. Folge einer solch hohen Entladungsrate ist eine komplette Verschmelzung von Einzelkontraktionen und somit eine Erhöhung der Kontraktionskraft. In diesem Zusammenhang muss darauf hingewiesen werden, dass sich maximale Entladungsfrequenzen motorischer Einheiten nur in begrenztem Maße feststellen lassen, da bei einer Aktivierung immer auch andere Muskelfasern einbezogen werden. Folglich ist eine präzise Lokalisierung nur schwer möglich. Studien dazu haben ergeben, dass die Ergebnisse zur Bestimmung maximaler Frequenzen im menschlichen Muskel bei einer willkürlichen Aktivierung sehr unterschiedlich sind. Maximale Frequenzen sind abhängig von der Art der Aktivierung sowie vom untersuchten Muskel (STRASS, 1994). Bei der Übertragung der Erregung an den Kontaktstellen (Synapsen) zum Erfolgsorgan werden chemische Substanzen (Transmitter) ausgeschüttet.

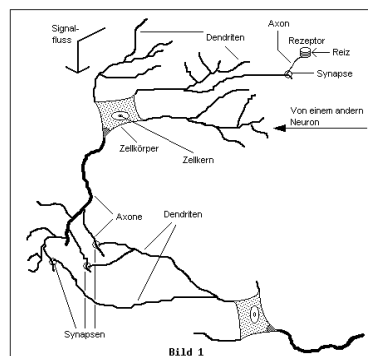


Abb. 03: Impulsweiterleitung (<<http://www.elektronik-kompodium.de/public/schaerer/emg1.htm>>[2005-02-22])

3.1.2 Rekrutierung und Frequenzverhalten

Die Steigerung der Muskelkraft erfolgt durch verschiedene Mechanismen, auf die im Folgenden kurz eingegangen werden soll.

Aus physiologischer Sicht beruht die Interaktion zwischen den Synapsen und die Verarbeitung postsynaptischer Potenziale auf zwei Prinzipien. Als Summation bzw. Integration wird die Kombination mehrerer Einzelsignale zu einem Gesamtsignal beschrieben (PINEL, 1997). Der Vorgang der Summation gleichzeitiger, räumlich getrennter, synaptischer

Potenziale wird als räumliche Summation bezeichnet (KANDEL, 1996; DUDEL, 2001). Die Erregung von räumlich beieinander liegenden Synapsen oder der gleichen Synapse mit geringem zeitlichen Abstand (einige ms) wird zeitliche Summation genannt (SCHMIDT / THEWS / LANG, 2000).

Als Rekrutierung wird das Vermögen des Nerv – Muskel – Systems verstanden, fortlaufend neue noch nicht aktivierte Einheiten in den Kontraktionsvorgang einzubeziehen (räumliche Summation). Die Zahl der beteiligten motorischen Einheiten sowie die Impulsfrequenz bestimmen die Kontraktionskraft (SCHNABEL / HARRE / BORDE, 1997). Die Steigerung der Kontraktionskraft kann durch die Änderung der Entladungsfrequenzen rekrutierter motorischer Einheiten erfolgen (zeitliche Summation). Das Frequenzierungsprinzip beinhaltet die auf den Muskel eintreffenden Nervenimpulse pro Zeiteinheit. Je höher die Frequenzierung, desto größer ist die Rekrutierung und je verbesserter die Synchronisationsfähigkeit der motorischen Einheiten, desto effektiver stellt sich die Innervationsfähigkeit und somit die intramuskuläre Koordination eines Muskels dar (JOCH / ÜCKERT, 1999).

SCHMIDTBLEICHER / HEMMLING (1994) verweisen auf neuere Erkenntnisse bezüglich des Frequenzierungsphänomens. Die Ergebnisse lassen vermuten, dass dieser Vorgang möglicherweise aus zwei voneinander unabhängigen Prozessen besteht (initiale Aktivierungsphase und späte Aktivierungsphase in derselben Kontraktion).

Eine Aktivierung motorischer Einheiten erfolgt nach einem festgelegten Rekrutierungsprinzip (HENNEMANN et al., 1965). Das Prinzip beinhaltet, dass motorische Einheiten immer in der gleichen Reihenfolge aktiviert werden. Bei geringeren Krafteinsätzen kommt es zur Aktivierung niederfrequenter (tonischer) Einheiten. Mit ansteigender Muskelkraft werden zunehmend mehr phasische Einheiten in den Kontraktionsvorgang einbezogen. Studien von CLAMANN / GOLDBERG (1975), die an Tieren durchgeführt wurden, haben MILNER – BROWN (1973), FREUND / BÜNDINGEN / Dietz (1975) insofern bestätigt, dass die festgestellten Phänomene auf den Menschen übertragbar sind. Ein Anstieg der Kontraktionskraft ist Folge einer vermehrten Innervation von Muskelfasern. Zugeschaltet werden jedoch nur so viele motorische Einheiten, wie zur Kraftentfaltung notwendig sind. Unter dem Rekrutierungsbereich ist der Bereich zu verstehen, bis alle motorischen Einheiten eines Muskels gleichzeitig verfügbar sind. STRASS (1994) fand in Untersuchungen heraus, dass bei maximalen Kontraktionen ca. 80% - 90% alle motorischen Einheiten in die Rekrutierung einbezogen sind. Studien von DESMEDT / GODAUX (1977 a, b; 1979) zeigten, dass bei explosiven Kontraktionen die Rekrutierung innerhalb einer sehr kurzen Zeitspanne erfolgte.

Da die elektrische Aktivität bei einer konstant gehaltenen Kraft zunimmt, kommt es im Verlauf der Ermüdung zu einer Veränderung im Frequenzverhalten (MATON, 1981). Niederfrequente Anteile werden im Gegensatz zu höherfrequenten zunehmend mehr in die Aktivierung einbezogen. Weiterhin ist eine Verminderung der Leitungsgeschwindigkeit über die Muskelmembran durch Laktatanhäufung zu verzeichnen (VIITASALO / KOMI, 1981). Mögliche Ursache ist eine Störung der neuromuskulären Übertragung (BASSEY / FENTEM, 1981; BIGLAND – RITCHIE et al., 1981a).

3.1.3 Synchronisation

Als Synchronisation wird der Mechanismus des Nerv – Muskel – Systems bezeichnet, sich einem erhöhten Kraftbedarf entsprechend anzupassen (SCNABEL / HARRE / BORDE, 1994) oder als Prinzip der synchronen Aktivierung verstanden (JOCH / ÜCKERT, 1999). Die motorischen Einheiten eines Muskels, die direkt an der Kraftentfaltung beteiligt sind, werden generell alternierend in den Vorgang der Muskelkontraktion einbezogen. Um eine effektive Impulsweiterleitung durch die Motoneurone zu gewährleisten, müssen Impulse, die diesen Vorgang hemmen oder blockieren, minimiert werden. Somit wird eine synchrone Aktivierung von vielen motorischen Einheiten im Sinne einer „geballten Ladung“ erst möglich. Dieser Vorgang kann durch ein gezieltes Training genutzt werden (JOCH / ÜCKERT, 1999).

FUKUNAGA (1976) und BÜHRLE / SCHMIDTBLEICHER (1981) fanden heraus, dass bei nichttrainierten Personen ein geringerer Prozentsatz der aktivierbaren Muskelfasern gleichzeitig in den Prozess der Kontraktion einbezogen werden kann. Im Vergleich dazu ist der Anteil der synchron kontrahierten Muskelfasern bei einem Trainierten bedeutend größer und somit auch die Gesamtkraft des Muskels.

Zusammenfassend ist festzustellen, dass die beschriebenen Mechanismen übergreifend wirken und niemals unabhängig voneinander arbeiten.

3.1.4 Inter- und intramuskuläre Koordination

Im Alltag, wie auch bei sportlichen Bewegungsabläufen sind immer mehrere Gelenke und Muskelgruppen beteiligt. Im Sinne eines optimalen Bewegungseinsatzes ist es notwendig, die

an der entsprechenden Bewegung beteiligten Muskulatur koordiniert zu aktivieren. Die Verbesserung der Koordination führt zur Entlastung der Hirnrinde und Bewegungsabläufe können sicherer und genauer bewältigt werden (HOLLMANN / HETTINGER, 1980). Bereits ATZLER (1927) verwies auf Aspekte der Ökonomisierung von Bewegungen. Das verbesserte Zusammenspiel der Muskulatur unter Vermeidung störender Nebenbewegungen und überflüssiger Innervation mindert u.a. die Gefahr von Verletzungen. Die Umsetzung einer komplexen kraftakzentuierten Bewegungsleistung ist konditionell (Kraftpotenzial der beteiligten Muskulatur) und koordinativ (Steuerung und Regelung der Krafteinsätze) bedingt (HEIMOLD, 1994).

Jede Bewegung ist das Resultat des Zusammenwirkens mehrerer Muskeln. Dabei besteht eine wechselseitige funktionelle Rollenverteilung zwischen den Muskeln. Die meist mehrgelenkigen Hauptbewegungsmuskeln werden in ihrer Funktion von den Synergisten unterstützt. Bei komplexen Bewegungen kommt es zu einem ständigen Rollenwechsel zwischen agonistisch, antagonistisch und synergistisch arbeitenden Muskelgruppen. Die Bewegungen des gesamten Körpers oder einer Extremität entstehen durch den zeitlich koordinierten Einsatz mehrerer Muskeln, die zu Muskelschlingen bzw. Muskelketten zusammengefasst werden (Abb. 04).



Abb. 04: Muskelschlinge beim Lauf (TITTEL, 2000)

Als intermuskuläre Koordination wird das Zusammenwirken verschiedener Muskeln bzw. Muskelgruppen an einer kraftakzentuierten Bewegung bezeichnet (THIEß, 1980; BÜHRLE / SCHMIDTBLEICHER, 1981; SCHMIDTBLEICHER, 1987; HARTMANN / TÜNNEMANN, 1988; GOLLHOFER / SCHMIDTBLEICHER, 1997). Für die intermuskuläre Koordination ist charakteristisch, dass sie immer an einen bestimmten Bewegungsablauf gebunden ist. Es ist nicht möglich, sie von einer Übung auf einen anders strukturierten Bewegungsablauf zu übertragen und muss demzufolge spezifisch ausgebildet

werden. Die Rolle der intermuskulären Koordination wird umso bedeutungsvoller, je mehr Muskeln bzw. je mehr Muskelgruppen an einer Bewegung beteiligt sind. Die Qualität der zwischenmuskulären Koordination lässt sich unter anderem durch aufgeführte Kriterien subjektiv beurteilen:

- ein optimaler Bewegungsfluss;
- ein zweckmäßiger Bewegungsrhythmus;
- eine präzise Bewegungsausführung;
- eine große Kraftentfaltung (HARTMANN / TÜNNEMANN, 1988).

Als intramuskuläre Koordination wird das Nerv – Muskel – Zusammenspiel eines einzelnen Muskels innerhalb eines gezielten Bewegungsablaufs bezeichnet (HOLLMANN / HETTINGER, 1980). Besonderes Kennzeichen ist das Wechselspiel von Nervensystem und Skelettmuskulatur in Bezug auf Einsatz und Beanspruchungsgröße der motorischen Einheiten durch Rekrutierung und Frequenzierung (GOLLHOFER / SCHMIDTBLEICHER, 1997). HEIMOLD (1994) versteht die intramuskuläre Koordination als die trainingsbedingte Verbesserung der Fähigkeit eines einzelnen Muskels, schnell große Innervationsaktivitäten zu mobilisieren. Dabei ist ein steilerer Kraftanstieg und eine Erhöhung der Maximalkraft zu verzeichnen. Als Ursache werden Rekrutierungsmechanismen, die Aktivierung weiterer motorischer Einheiten sowie die Erhöhung der Innervationsimpulsfolge angenommen (SCHMIDTBLEICHER, 1987). Unterschiedliche Auffassungen existieren darüber, ob positive Veränderungen der intramuskulären Koordination als bewegungsspezifisch angesehen werden müssen oder nicht (LETZELTER / LETZELTER, 1986; BÜHRLE / SCHMIDTBLEICHER, 1981). Inter- und intramuskuläre Koordination sind durch gezielten Einsatz entsprechender Trainingsmethoden der Kraftentwicklung trainierbar.

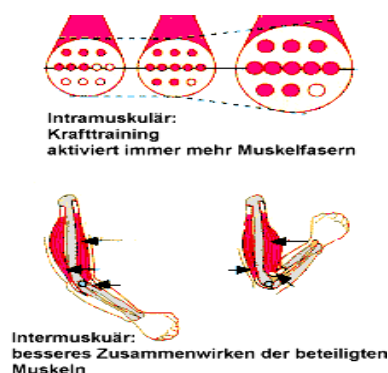


Abb. 05: Intra- und intermuskuläre Koordination
(<http://www.sportunterricht.de/lksport/intermusk.html>) [2005-01-03])

3.2 Sportspezifische Definitionsansätze der Ermüdung

Die Thematik „Ermüdung“ rückt zunehmend in den Blickpunkt sportwissenschaftlichen Interesses und wird auf Grund differenzierter wissenschaftstheoretischer Ansätze und Positionen in der gegenwärtigen Literatur unterschiedlich diskutiert.

THIEß / SCHNABEL (1987) bezeichnen Ermüdung als komplexen Prozess, der durch eine vorausgegangene Belastung hervorgerufen wird. Ermüdung umfasst alle Tätigkeitsebenen des Organismus (molekular, subzellulär, organisch, systemisch, ganzheitlich). Sie äußert sich in Veränderungen der Homöostase (WEINECK, 2000) der regulatorischen, vegetativen und ausführenden Systeme sowie in der Entstehung eines Müdigkeitsgefühls und zeitweiligen Verminderung der Leistungsfähigkeit (PLATONOV, 1999).

Aus leistungsphysiologischer und sportmedizinischer Sicht wird die Ermüdung als eine durch anhaltend intensive Belastungen hervorgerufene reversible Verminderung der Leistungsfähigkeit eines Organs oder des Organismus angesehen (SIMONSON / WEISER, 1976; HOLLMANN / HETTINGER, 1980; FINDEISEN / LINKE / PICKENHAIN, 1980; KEUL u.a., 1984). Dabei treten biochemische und biophysikalische Veränderungen auf verschiedenen Funktionsebenen des Organismus auf. Diese Veränderungen bedingen sich gegenseitig und führen temporär zu einer Leistungs- und Funktionsminderung des Organismus. Bestätigt wird dieser Ansatz durch KOMI (1994). Er spricht in dem Zusammenhang von einem komplexen Phänomen mit entsprechenden Funktionsverlusten im muskulären System. Diese Sichtweise beruht vorrangig auf der Kenntnis von beobachteten Stoffwechselveränderungen im muskulären System (JESCHKE / LORENZ, 1998). Je nach Schweregrad der Ermüdung können verschiedene Symptome aus sportmedizinischer Sicht dargestellt werden. Differenziert wird zwischen Ermüdung – Übermüdung bzw. Überlastung – Erschöpfung (STRASS, 1994). Hier soll auf die enge Verbindung zwischen Ermüdung und Erschöpfung hingewiesen werden (FINDEISEN / LINKE / PICKENHAIN, 1980; HOLLMANN / HETTINGER, 1980). Demzufolge bestehen nur graduelle Unterschiede zwischen beiden Begriffen (FINDEISEN / LINKE / PICKENHAIN, 1980). Erschöpfung stellt einen Extremgrad von Ermüdung dar, der eine Weiter- bzw. Fortführung der Belastung ausschließt (HOLLMANN / HETTINGER, 1980).

Neurophysiologisch wird das Phänomen der „Ermüdung“ in Verbindung mit peripheren und zentralen Nervenprozessen gebracht. Hier wird Ermüdung meist als „neuromuskuläre Ermüdung“ verstanden. Dabei steht die Minderung der Leistungsfähigkeit des neuromuskulären Systems bei andauernden intensiven Muskelbelastungen im Mittelpunkt (BIGLAND – RITCHIE et al., 1983a, 1986). Dieses Konzept unterstützen unter anderem VÖLLESTAD / SEJERSTED (1988). Sie verweisen auf zentrale und periphere Aspekte des Ermüdungsprozesses, die bei maximalen Krafteinsätzen zu einer Kraftreduzierung im Muskel führen.

Im Mittelpunkt trainingswissenschaftlicher Untersuchungen sind insbesondere die Arbeiten der „Freiburger Schule“ zur Trainingsoptimierung bei Adaptations-, Belastungs- und Ermüdungsvorgängen sowie die Studien der Forschungsgruppe in Jena zu nennen. Gegenstand dieser Untersuchungen ist unter anderem herauszufinden, wie das „System Sportler“ auf ganz bestimmte Trainingsbelastungen reagiert (THORHAUER / CARL / TÜRK – NOACK, 1996). Die Belastungsreaktionen können quantitativ oder qualitativ z.B. hinsichtlich bioelektrischer, dynamischer, kinematischer, metabolisch – physiologischer und psychischer Parameter beschrieben werden. Weiterhin rücken neuromuskuläre Fragestellungen zu Ermüdungsphänomenen immer mehr in den Blickwinkel trainingswissenschaftlichen Interesses.

HIRTZ / KIRCHNER / PÖHLMANN (1994) verweisen auf den Einfluss hoher koordinativer Beanspruchungen bei der Ausführung bzw. beim Erlernen sportlicher Techniken. Zugleich lassen sich Ermüdungsphänomene für sportartspezifische Bewegungsstrukturen bzw. Disziplinen diagnostizieren, die durch eine komplizierte räumlich – zeitliche Abstimmung detaillierter Teilbewegungen charakterisiert sind.

Neben den genannten wissenschaftstheoretischen Ansätzen lässt sich Ermüdung nach dem Ort der Entstehung ableiten. Aus praktikablen Gründen verweisen u.a. KÜCHLER (1983), MARTIN (1987), STRASS (1994) auf eine Unterscheidung in periphere und zentrale Aspekte von Ermüdung (vgl. Kap. 3.4.3).

Tab. 03: Übersicht zu Begrifflichkeiten im Zusammenhang mit der Ermüdungsproblematik
(vgl. FINDEISEN, 1980; PLATONOV, 1999)

Begriff	Begriffsklärung	abhängig von / vom
ERMÜDUNG	➤ OBJEKTIVER PROZESS INFOLGE ANSTRENGENDER ODER ANDAUERNDER TÄTIGKEIT	➤ ART, DAUER UND INTENSITÄT DER BELASTUNG
ERMÜDBARKEIT	➤ EIGENSCHAFT DES GESAMTEN ORGANISMUS SOWIE EINZELNER SYSTEME EINER ERMÜDUNG ZU UNTERLIEGEN	➤ ADAPTATIONSGRAD DES MENSCHEN BEI EINER BESTIMMTEN ART VON TÄTIGKEIT ➤ TRAININGSZUSTAND ➤ KÖRPERLICHEN UND PSYCHOLOGISCHEN ZUSTAND ➤ MOTIVATIONSNIVEAU ➤ EMOTIONAL – NERVÖSEN ANSPANNUNG
ERMÜDUNGSZUSTAND	➤ ZUSTAND DES GESAMTEN ORGANISMUS ODER EINZELNER TEILE, DER EINEM BESTIMMTEN ERMÜDUNGSGRAD ENTSpricht	➤ SUBJEKTIVEN EMPFINDUNGEN
ERSCHÖPFUNG	➤ SCHUTZZUSTAND DES ORGANISMUS INFOLGE EINER ÜBERBEANSPRUCHUNG	➤ ART UND DAUER DER BELASTUNG
MÜDIGKEIT	➤ SUBJEKTIVE WAHRNEHMUNG DER ERMÜDUNG ➤ BEWAHRUNG DES ORGANISMUS VOR ÜBERMÄßIGER ERSCHÖPFUNG	➤ ART, DAUER UND INTENSITÄT DER BELASTUNG
ÜBERMÜDUNG	➤ FUNKTIONELLE STÖRUNGEN IM ORGANISMUS DURCH WIEDERHOLTE ÜBERMÄßIGE ERMÜDUNG	➤ ART UND INTENSITÄT DER BELASTUNG ➤ PAUSENREGIME

3.3 Wesen und Wirkungsmechanismen der Ermüdung

3.3.1 Ursachen

Die Entstehung einzelner Formen von Ermüdung kann durch verschiedene Ursachen hervorgerufen werden. Folgende Einteilung dient für weitere Betrachtungen als Orientierung (Abb. 06).

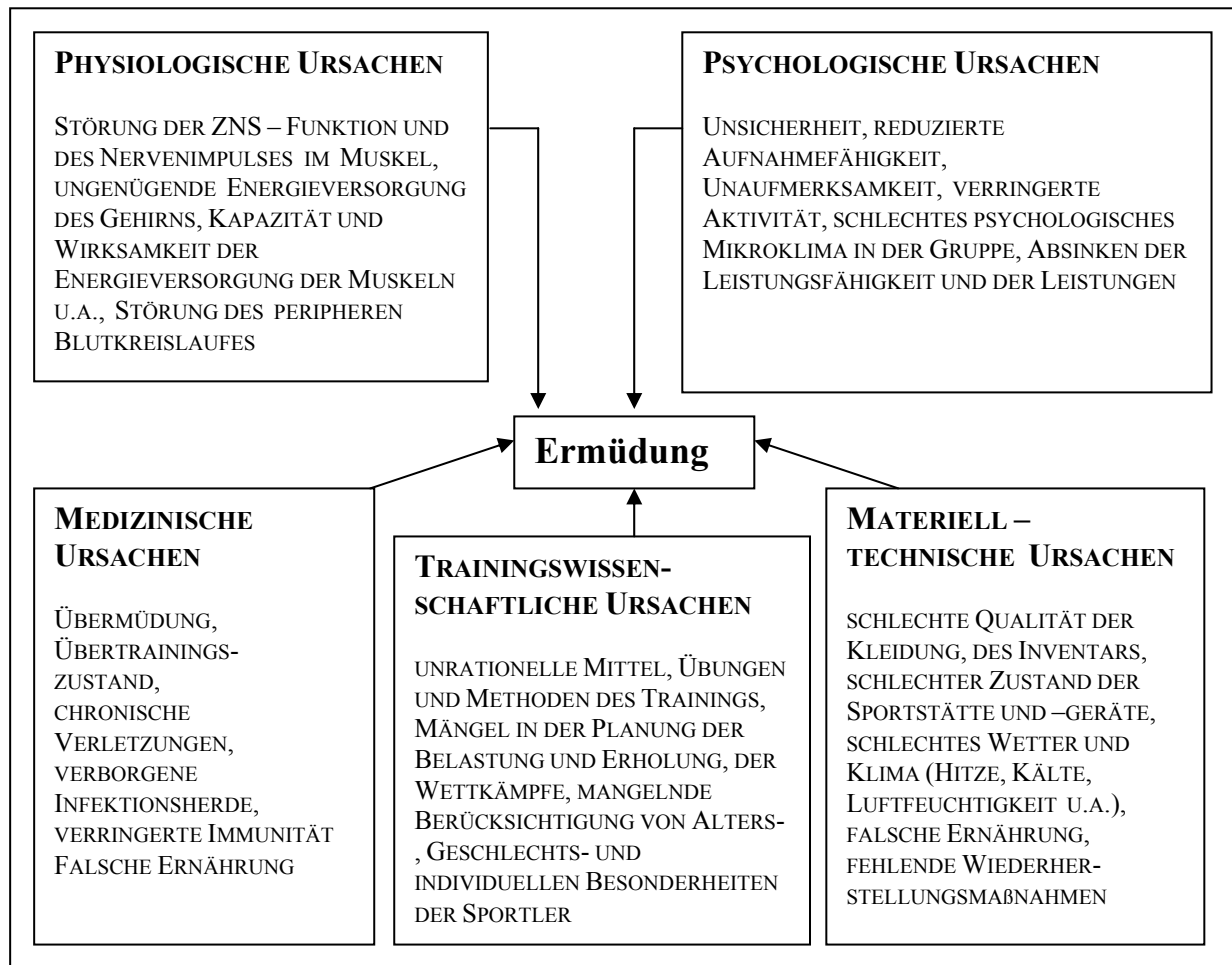


Abb. 06: Ursachen für Ermüdung im System der Trainings- und Wettkampftätigkeit von Sportlern (vgl. PLATONOV, 1999)

3.3.2 Ermüdungssymptome

Je nach Art, Dichte, Intensität und Umfang der Belastung sowie dem Ausgangszustand des Organismus lassen sich differenzierte Ermüdungsphänomene diagnostizieren (Abb. 07).

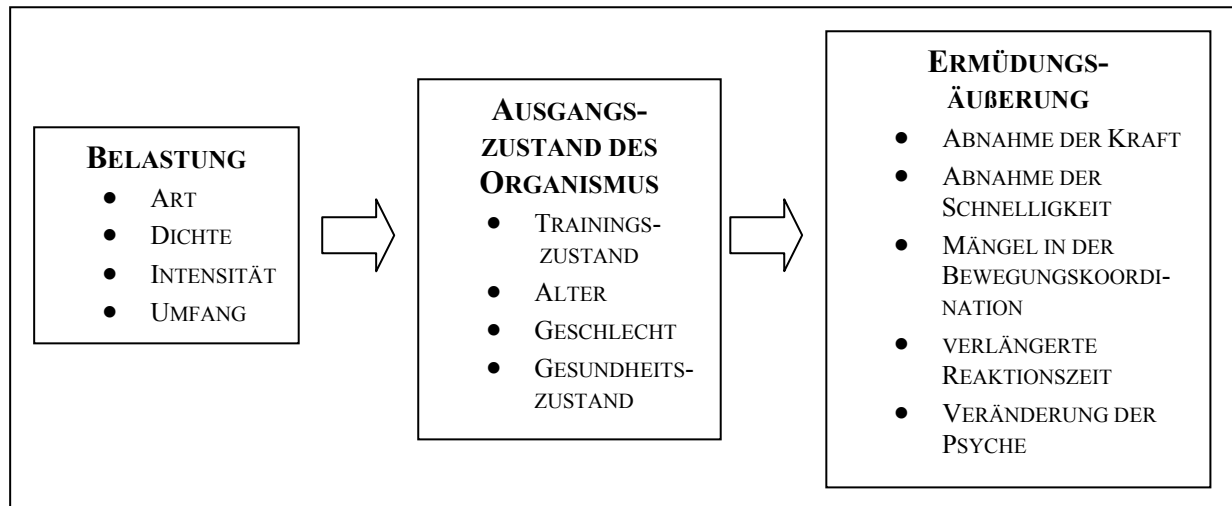


Abb. 07: Ermüdungsäußerung in Abhängigkeit von Belastung und Ausgangszustand des Organismus (vgl. THIEß, 1980)

In Anlehnung an HOLLMANN / HETTINGER (2000) und SCHMIDT / THEWS / LANG (2000) lassen sich auftretende Ermüdungssymptome bezüglich dem Ort der Entstehung bzw. nach ihrer Lokalisation und Wirkung auf den Organismus darstellen.

Tab. 04: Lokalisation und Wirkung von Ermüdungssymptomen im Überblick

Lokalisation	Wirkung
➤ PSYCHE / GEHIRN	➤ MOTIVATION UND SOMIT BEANSPRUCHUNGSINTENSITÄT UND ZAHL DER AKTIVIERTEN MOTORISCHEN EINHEITEN
➤ RÜCKENMARK	➤ SEGMENTALE AFFERENTE HEMMUNG
➤ PERIPHERER NERV	➤ VERÄNDERUNG DER NERVENLEITGESCHWINDIGKEIT ➤ NEUROTRANSMITTERERSCHÖPFUNG
➤ MUSKELFASERMEMBRAN	➤ ABNAHME DER EMPFINDLICHKEIT
➤ TRANSVERSALES TUBULUSYSTEM	➤ ABNAHME DER ERREGBARKEIT
➤ MUSKELZELLE	➤ ENTLEERUNG VON KREATINPHOSPHAT- UND VON INTRAMUSKULÄREN GLYKOGENSPEICHERN ➤ LAKTATANHÄUFUNG ➤ KALIUM- UND KALZIUMVERLUST
➤ MOTORISCHE ENDPLATTE	➤ ERSCHÖPFUNG DER ACETYLCHOLINVORRÄTE

Tabelle 5 verdeutlicht, dass sich Ermüdungsvorgänge nicht nur in der Muskulatur, sondern auch in zentralen Bereichen des Nervensystems, abspielen.

Tab. 05: Übersicht zu Ermüdungssymptomen (FINDEISEN / LINKE / PICKENHAIN, 1980)

Art der Symptome	Objektivierungs-Methode	Symptome / Zeichen
SUBJEKTIVE ZEICHEN DER ERMÜDUNG	➤	➤ ABGESCHLAGENHEIT, APATHIE GEGEN ÄUßERE REIZE, ATEMNOT, AUGENFLIMMERN, MUSKELSCHMERZ, ÜBELKEIT
OBJEKTIV ERFASSBARE ZEICHEN DER ERMÜDUNG	<ul style="list-style-type: none"> ➤ SPORT-METHODISCHE VERFAHREN ➤ ELEKTRO-DIAGNOSTISCHE VERFAHREN ➤ BIOCHEMISCHE VERFAHREN ➤ VEGETATIVE UND SINNES – ➤ PHYSIOLOGISCHE VERFAHREN ➤ NEURO-PHYSIOLOGISCHE VERFAHREN ➤ PSYCHOLOGISCHE VERFAHREN 	<ul style="list-style-type: none"> ➤ VERMINDERTE SPORTLICHE LEISTUNGSFÄHIGKEIT ➤ NACHLASSEN DER MUSKELKRAFT ➤ VERLÄNGERTE REFRAKTÄRZEIT ➤ ANSTEIGEN DER REIZSCHWELLE ➤ VERMINDERTE REFLEXANTWORTEN ➤ MUSKELZITTERN, KOORDINATIONSSTÖRUNGEN, MASSENBEBEWEGUNGEN U.A. ➤ ELEKTROLYTVERSCHIEBUNG (KALIUM) ➤ LAKTATANSTIEG, PH – ÄNDERUNG ➤ GLYKOGENVERARMUNG ➤ HORMONSPIEGELÄNDERUNGEN U.A. ➤ HERZFREQUENZÄNDERUNGEN ➤ ATEMFREQUENZÄNDERUNGEN ➤ BLUTDRUCKÄNDERUNGEN, ÄNDERUNGEN DES ELEKTRISCHEN HAUTWIDERSTANDES ➤ FLIMMERVERSCHMELZUNGSFREQUENZÄNDERUNGEN ➤ VERÄNDERUNGEN DER HIRNSTROMAKTIVITÄT (EEG) ➤ LEISTUNGSMINDERUNG BEI ARBEITSVERSUCHEN ➤ KONZENTRATIONS- UND AUFMERKSAMKEITSMINDERUNG ➤ VERSCHLECHTERUNG DER PSYCHOMOTORISCHEN KOORDINATION ➤ VERMINDERTE WAHRNEHMUNGSFÄHIGKEIT ➤ FRAGEBÖGEN

JONATH (1988), OLIVIER (1996) sowie SCHMIDT / THEWS / LANG (2000) verweisen auf die kognitive Komponente von Belastungen. Die wiederholte, gleichförmige Beanspruchung von Koordinationszentren hat ein Absinken der Arbeitsfähigkeit zur Folge. Durch zusätzliche verstärkte afferente Reize, eine erhöhte Konzentration, Willensanstrengung und Motivation ist es möglich, diese vorübergehend wieder zu steigern (FINDEISEN / LINKE / PICKENHAIN, 1980).

3.3.3

Periphere und zentrale Aspekte physischer Ermüdung

Abb. 08 gibt einen Überblick über einen möglichen Ansatz für die Einteilung von Ermüdung in periphere und zentrale Aspekte sowie ihrer Wirkungsrichtung. Präferiert wird, dass peripheres und zentrales Nervensystem funktionell miteinander verbunden sind. Ermüdungsprozesse können dem zu Folge in beiden Systemen auftreten. Wechselwirkungen zwischen den Systemen können, müssen aber nicht hervorgerufen werden.

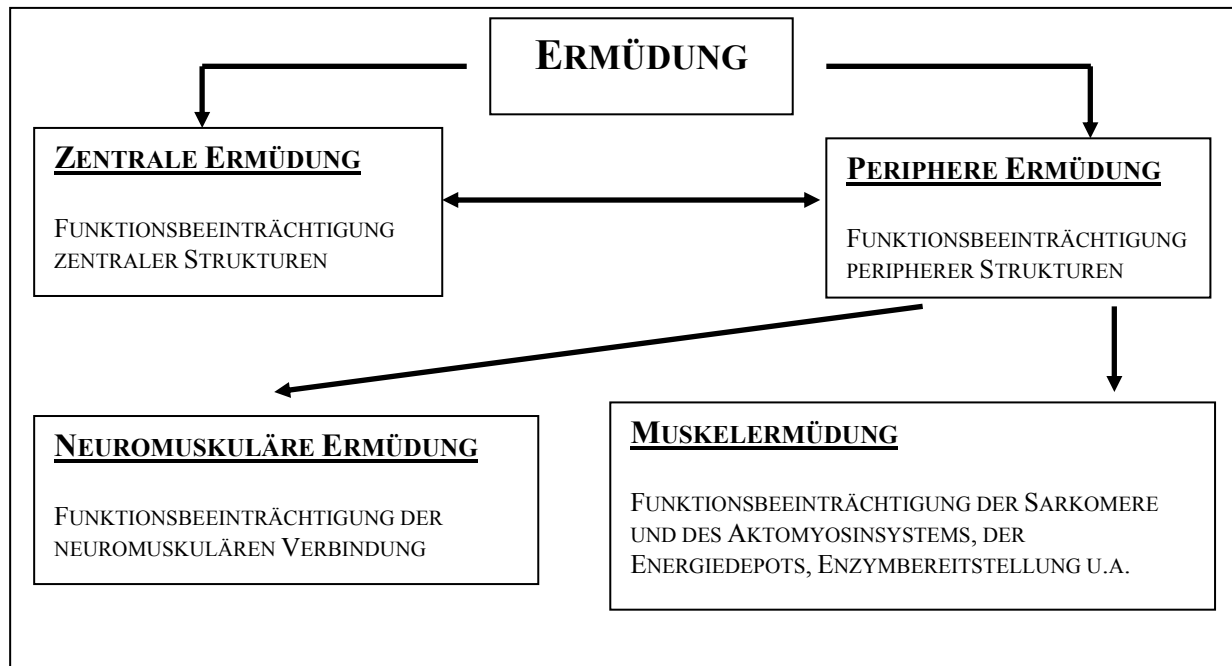


Abb. 08: Bereiche von Ermüdung infolge Leistungsminderung (vgl. STRASS, 1994)

Tab. 06: Periphere und psychische Ermüdung im Überblick (vgl. SCHMIDT / THEWS / LANG, 2000; RICKERT, 1987)

Periphere Ermüdung	Psychische (zentrale) Ermüdung
<ul style="list-style-type: none"> ➤ MANGELNDE ATP – PRODUKTION ➤ ERSCHÖPFUNG DER AZETYLCHOLINVORRÄTE IN DER MOTORISCHEN ENDPLATTE ➤ ABNAHME DER EMPFINDLICHKEIT DER POSTSYNAPTISCHEN MEMBRAN ➤ HEMMUNG DER GLYKOGENSYNTHESERENDEN ENZYME ➤ EINSTELLUNG DER FUNKTION DES ARBEITENDEN MUSKELS BEI UNTERSCHREITUNG DES KALIUMSPIEGELS ➤ VERRINGERUNG DER AEROBEN ENERGIEGEWINNUNG DURCH ABNAHME DER DURCHBLUTUNG BEI STATISCHER MUSKELKONTRAKTION ➤ HEMMUNG DER MOTORISCHEN ZENTREN DURCH BIOCHEMISCHE VERÄNDERUNGEN IM MUSKELGEWEBE 	<ul style="list-style-type: none"> ➤ VERSTÄRKTES MÜDIGKEITSGEFÜHL ➤ ABNAHME DER EMPFINDLICHKEIT DER POSTSYNAPTISCHEN MEMBRAN ➤ LEITUNGSBLOCKADEN IN AFFERENTEN NERVEN ➤ VERZÖGERTES REAKTIONSVERMÖGEN ➤ GERINGE LEISTUNGSBEREITSCHAFT ➤ LUSTLOSIGKEIT ➤ EMOTIONALE LABILITÄT ➤ BEEINTRÄCHTIGUNG DES DENKENS UND ENTSCHEIDENS ➤ STÖRUNG VON SINNESWAHRNEHMUNG UND SENSOMOTORISCHEN FUNKTIONEN ➤ VERLANGSAMTE INFORMATIONSVERMITTLUNG ➤ NEIGUNG ZU DEPRESSIONEN

3.3.3.1 *Zentrale Ermüdung*

Zentrale Ermüdung äußert sich nach STEGMANN (1971) in erster Linie in einem Nachlassen der Fähigkeit, koordinierte Bewegungen mit der gleichen Präzision wie im unermüdeten Zustand durchzuführen. DEMARÉES (2002) bestätigt eine hohe koordinative Beanspruchung als einen auslösenden Faktor. Gleichzeitig verweist er auf die enge Verbindung zu intensiver kognitiver Tätigkeit. Für MARTIN (1987) resultiert zentrale Ermüdung „möglicherweise“ aus einem Absinken der Motivation oder Willenskraft.

Nach STRASS (1994) sind als Ursachen für zentrale Ermüdungsvorgänge zwei Faktoren verantwortlich:

- ablaufende Erregungsprozesse der Willkürmotorik zwischen motorischen Zentren sind in ihren Funktionen beeinträchtigt;
- die Erregungsaktivität von Nervenzellen auf Rückenmarksebene ist behindert; die Störung kann von eigenen Mechanismen, aber auch durch Einflüsse aus dem Großhirn und der Peripherie erfolgen.

Mit Hilfe elektromyographischer Untersuchungen in Verbindung mit Kraftmessungen konnten in der Vergangenheit Rückschlüsse auf den Funktionszustand des zentralen Nervensystems geschlossen werden. Bei willkürlichen statischen Maximalkontraktionen wurde allgemein eine rasche Abnahme der EMG – Aktivität nachgewiesen (DIETZ, 1978; BIGLANG – RITCHIE / JONES / WOODS, 1979; JONES et al., 1979; PETROFSKY / LIND, 1980). Die Abnahme der Muskelkraft wird zumindest anteilig auf Veränderungen des Funktionszustandes des zentralen Nervensystems zurückgeführt. Vermutet wird, dass der Alpha – Motoneuronenpool nicht in der Lage ist, die maximale Erregungsaktivität über einen längeren Zeitraum aufrechtzuerhalten. Demzufolge reagiert der Muskel mit verminderter Aktivität auf die Beanspruchung (STRASS, 1994). Auch HOLLMANN / HETTINGER (2000) weisen durch Untersuchungen in diesem Zusammenhang auf eine primäre Ermüdung des zentralen Nervensystems hin.

IKAI et al. (1967) stellten bei Studien fest, dass es bei mehr als 100 maximalen Kontraktionen (1/s) zu einer Abnahme der gemessenen Kraft kam. Im Rahmen einer zweiten Versuchsreihe wurde bei jeder fünften willkürlichen Kontraktion eine elektrische Reizung durchgeführt. Der Kraftwert reduzierte sich dabei auf 66 % des Ausgangsniveaus. Ohne elektrische Stimulation sank dieser Wert bis auf 40 %. Daraus schlossen sie, dass hierfür lokale wie auch zentrale Komponenten der Ermüdung verantwortlich sind. WEINECK (2000) behauptet, dass

afferente Ermüdungsinformationen aus der Peripherie Hemmungsimpulse aktivieren. In Folge dessen kommt es zur Einschränkung der Belastung. Zur Ausführung einer willkürlichen Muskelkontraktion steht ein entsprechendes Bewegungsprogramm zur Verfügung. Der Abruf führt beispielsweise bei statischen maximalen Kontraktionen zu einer Erhöhung der Erregungsrate von Neuronen im gesamten motorischen Cortex (STRASS, 1994). Einen Erklärungsansatz kann die gegenwärtige Literatur nicht geben. Es wird vermutet, dass Signale aus dem Kleinhirn eine übergeordnete Funktion übernehmen, die eine zu hohe Aktivität der betreffenden Nervenzellen abschwächen oder hemmen.

Ein weiterer Aspekt, der in diesem Zusammenhang von Bedeutung ist, beschäftigt sich mit der *Formatio reticularis* (STEGMANN, 1971; STRASS, 1994; WEINECK, 2000). Sie befindet sich im Hirnstamm und kann als Neuronenverbund angesehen werden. Bedingt durch ihren inneren Aufbau ist sie in der Lage, Informationen über den Erregungszustand einer großen Anzahl nervöser Strukturen aufzunehmen. Durch eine entsprechende Zusammenschaltung kann die Erregungsaktivität im Bereich der Hirnareale beeinflusst werden. Die Folge wäre eine Verlangsamung oder sogar die Einstellung der muskulären Aktivität des Systems.

Zur weiteren Erklärung zentraler Ermüdungsprozesse werden Ursachen, die im supraspinalen Nervensystem begründet liegen, herangezogen. Es existieren Nervenzellen, die unterschiedliche Signale aufnehmen und gleichzeitig zu den Arealen im motorischen Cortex transportieren. Je nach Funktionsweise werden diese Zellen in erregend und hemmend eingeteilt (STRASS, 1994). Besonderes Kennzeichen der erregenden Synapsen ist es, ankommende Signale in ihrer Aktivität zu verstärken. Hemmende Synapsen verursachen eine Abschwächung eintreffender Signale. Um die Erregung nachfolgender Nervenzellen zu hemmen (motorischer Zentren oder der Motoneuronen im Rückenmark), ist eine große Anzahl inhibitorischer Synapsen notwendig. Zusammenfassend lassen sich folgende zentralen Ermüdungsphänomene bei willkürlichen statischen Muskelkontraktionen feststellen:

- Verringerung der maximalen elektrischen Aktivität und der Muskelkraft;
- erhöhte Abnahme der Entladungsfrequenzen phasischer Einheiten in den ersten 20 – 30 s nach Kontraktionsbeginn im Vergleich zur weiteren Belastung;
- keine Veränderungen der Entladungsfrequenzen tonischer Einheiten.

OLIVIER (1996) bezieht sich in theoretischen Positionen auf die sensorische Aktivität. In einer Reihe von Untersuchungen wurde nachgewiesen, dass ein Zusammenhang zwischen dem Grad der physischen Beanspruchung und der Flimmer – Verschmelzungsfrequenz

besteht. Dabei steht die Flimmer – Verschmelzungsfrequenz für den Grad der zentralnervösen Aktivierung. Bei maximaler körperlicher Belastung fällt die Flimmer – Verschmelzungsfrequenz wieder ab (MESTER, 1988). Schon OGGIONI (1937) stellte die Bedeutung der Ermüdung als Schutz zentralnervöser Strukturen heraus. Eine bis zur Erschöpfung durchgeführte Belastung führt zu einer Zerrüttung motorischer Nervenzellen mit Verrückung des Zellkernes und Vakuolisierung des neuronalen Netzwerkes. Auch STOBOY (1983) und STRASS (1994) vermuten, dass die genannten Prozesse eine gemeinsame Funktion beinhalten – den Schutz des zentralen und peripheren Systems vor übermäßiger Beanspruchung.

In Anlehnung an STEGMANN (1971), FINDEISEN / LINKE / PICKENHAIN (1980) und WEINECK (2000) sind für die zentrale Ermüdung folgende Merkmale charakteristisch:

- Abnahme der koordinativen Leistungsfähigkeit;
- Abnahme der sensorischen Leistungsfähigkeit;
- Störungen der Aufmerksamkeit, der Konzentration und des Denkens;
- Herabsetzung der Antriebs- und Steuerungsfunktionen;
- Verlängerung der Reaktionszeit.

3.3.3.2 *Periphere Ermüdung*

Jede Leistung oberhalb der Dauerleistungsgrenze führt zu einer Einschränkung der Leistungsfähigkeit, die als Muskelermüdung oder als periphere Ermüdung bezeichnet wird (STEGEMANN, 1971). Koordinationsstörungen sowie die Herabsetzung der physischen Leistungsfähigkeit sind ebenso Merkmale dieser Form von Ermüdung. Ursachen werden in einer verminderten Sauerstoffzufuhr bzw. einer Substratverarmung für die Energiegewinnung vermutet (THORHAUER et al., 2001). Breiten sich elektrische Impulse in der neuromuskulären Verbindung nur abgeschwächt aus, wird dies als direkte Ermüdung im Muskelsystem bezeichnet. Werden jedoch ankommende Erregungsimpulse nur reduziert zum Muskel übertragen, stellt dies die Ermüdung in der neuromuskulären Verbindung dar (STRASS, 1994). Die neuromuskuläre Verbindung (NMV) kann durch verschiedene Mechanismen in der Erregungsübertragung beeinträchtigt werden:

- verminderte Empfindlichkeit der subsynaptischen Membran auf den Transmitter;

- verminderte Freisetzung von Acetylcholin (Transmittersubstanz) an den Nervenenden;
- vom ZNS ausgelöste elektrische Impulse erreichen nicht die präsynaptischen Enden (Bildung eines Leitungsblocks in den peripheren motorischen Nerven).

Tab. 07: Zusammenfassung elektrophysiologischer und biochemischer Veränderungen bei peripherer Ermüdung

Phänomen	Merkmale	u.a. untersucht von
<ul style="list-style-type: none"> ➤ ANHÄUFUNG VON STOFFWECHSEL- ➤ ZWISCHEN- UND ➤ ENDPRODUKTEN 	<ul style="list-style-type: none"> ➤ ABSENKUNG DES ATP – BZW. KP – GEHALTES ➤ ANSTIEG DER ADP – KONZENTRATION ➤ ABSENKUNG DES PH – WERTES IM BLUT ➤ HEMMUNG VERSCHIEDENER FERMENTSYSYEME 	EDWARDS ET AL. (1975); JAKOWLEW (1978); DAWSON ET AL. (1978, 1980) ; COSTILL ET AL. (1979); KARLSSON (1981); DAWSON ET AL. (1978, 1980) ; SAHLIN ET AL. (1981)
<ul style="list-style-type: none"> ➤ ERSCHÖPFUNG VON ENERGIEBEREIT- STELLENDEN UND ENERGIELIEFERNDEN PROZESSEN 	<ul style="list-style-type: none"> ➤ REDUZIERUNG ENERGIEREICHER PHOSPHATE ➤ ABNAHME DES GLYKOGENGEHALTS ➤ BLOCKIERUNG DER GLYKOLYSE ➤ VERMINDERTE BEREITSTELLUNG VON KORTIKOSTEROIDEN UND ADRENALIN ➤ VERMINDERUNG DER DURCHBLUTUNG BZW. DURCHBLUTUNGSUNTERBRECHUNG 	DONALD (1967); SHEPARD (1972) ; FINDEISEN / LINKE / PICKENHAIN (1980); JACOBS ET AL. (1981); MACARDLE ET AL. (1981); BASSEY / FEBTEM (1981)
<ul style="list-style-type: none"> ➤ ÄNDERUNG DES PHYSIOCHEMISCHEN ZUSTANDES 	<ul style="list-style-type: none"> ➤ VERÄNDERUNG DER INTRA- UND EXTRAZELLULÄREN IONEN-ZUSAMMENSETZUNG (KALIUM- UND NATRIUMIONEN) ➤ ABNAHME DER KALIUMKONZENTRATION 	NÖCKER (1971, 1976); SAHLIN ET AL. (1981); STRASS (1994)
<ul style="list-style-type: none"> ➤ TRANSMITTERERMÜDUNG 	<ul style="list-style-type: none"> ➤ UNGENÜGENDE FREISETZUNG VON ACETYLCHOLIN DURCH AUSSCHÖPFUNG ODER STÖRUNGEN IM FREISETZUNGSMECHANISMUS 	NITSCH (1970); SIMONSON (1971); STRASS (1994)

Lokale Ermüdung tritt vor allem bei monotonen Belastungen auf. Die Ermüdung ist nur in der beanspruchten Körperregion zu verspüren, die mit einer gleichzeitigen Kraftminderung einhergeht (Tab. 08).

Tab. 08: Lokale und globale Ermüdung

Lokale Ermüdung	Globale Ermüdung
<ul style="list-style-type: none"> ➤ LOKAL AUFTRETENDE SCHMERZEN ➤ LOKAL AUFTRETENDER LEISTUNGSVERLUST ➤ VERSTÄRKTES AUFTRETEN VON KOMPENSATIONSMECHANISMEN 	<ul style="list-style-type: none"> ➤ ERMÜDUNGSGEFÜHL VON DIFFUSER ART IST IN KEINEM ORGAN ZU LOKALISIEREN

3.3.4 Erschöpfung

Die Begriffe Ermüdung und Erschöpfung werden in der Literatur oft im selben Zusammenhang verwendet. Zwischen beiden Phänomenen bestehen nicht nur graduelle Unterschiede, die in diesem Zusammenhang gesondert betrachtet werden müssen.

HOLLMANN / HETTINGER (1980) verstehen unter Erschöpfung einen Extremgrad der Ermüdung. Die Weiterführung einer sportlichen Belastung wird ausgeschlossen. Erschöpfung wird als ein Zustand angesehen, der zeitlich gesehen nach der Ermüdung einsetzt. Das Überschreiten der Dauerleistungsgrenze führt zur Ermüdung, während es beim Überschreiten der maximalen Leistungsgrenze zur Erschöpfung kommen kann (JONATH, 1988).

SCHMIDT / THEWS / LANG (2000) verwenden beide Begriffe, wobei sie Erschöpfung mit dem Zustand maximaler Ermüdung gleichsetzen. Permanente physische Arbeit oberhalb der Dauerleistungsgrenze, unzureichende Erholungsphasen bei wiederholten Höchstleistungen sowie Schwerstarbeit mit hohen Stoffwechselraten können als mögliche Ursachen dieses Zustandes angesehen werden.

Nach RICKERT (1987) können nachfolgend aufgeführte Veränderungen in verschiedenen Regulationsmechanismen des Organismus auftreten:

- Dehydration;
- Einstellung der Aktivität zuckerverarbeitender Enzyme, Phosphorlase und Phosphorfruktokinase;
- Entleerung der ATP-, KP- und Glykogenspeicher;
- Erhöhung der Körpertemperatur;
- Glykosemangel im ZNS;
- erhöhte Laktatzidose;
- Hypoxien;
- Senkung des Hormongehalts (Adrenalin, Noadrenalin, Tyroxin, Kortison);
- Verminderung des Wasserstoffüberträgers NAD in den Zellen der ST – Fasern.

3.4 Elektromyographie

Die Elektromyographie (EMG) ist ein Forschungsmethode, die sich mit der Entstehung, Aufzeichnung und der Analyse myoelektrischer Aktivitäten auseinandersetzt. Die entstehenden myoelektrischen Signale werden durch physiologische Zustandsänderungen an der Muskelfasermembran erzeugt (BASMAJIAN / DE LUCA, 1985).

Neben GALVANI, VOLTA sind WEDENSKI, PIPER und SHERRINGTON zu nennen, die mit ihren Untersuchungen die ersten Grundsteine für die heutige Elektromyographie legten. Seit Ende der 20-iger Jahre wurde das Verfahren immer weiter entwickelt und verbessert. Inzwischen wird die Elektromyographie in den verschiedensten Bereichen eingesetzt. Anwendungsgebiete beschränken sich nicht nur noch auf medizinische Belange, sondern auch Physiotherapeuten und Trainer haben die Möglichkeiten dieses Verfahrens für sich entdeckt. Mit Hilfe der Elektromyographie können auftretende Potenzialschwankungen, die durch die Kontraktion einzelner Muskeln oder ganzer Muskelgruppen hervorgerufen werden, durch entsprechende Messtechnik abgeleitet. Durch die Analyse dieser Potenzialschwankungen ist es möglich, Erkenntnisse über die Arbeitsweise muskulärer Systeme im ermüdeten Zustand zu gewinnen.

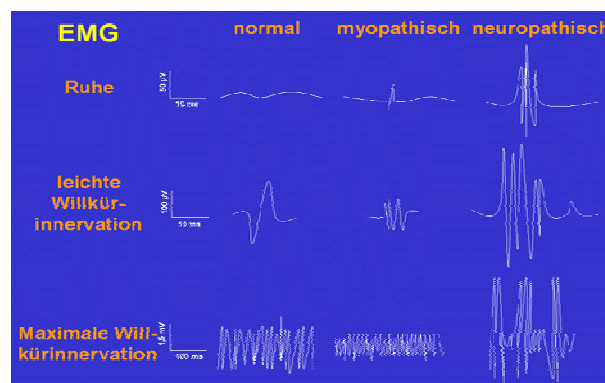


Abb. 09: Elektromyogramm (<<http://www.uniklinikum-giessen.de/neuropaed/diagnostik/elektromyo.html>>[2005-02-18])

3.4.1 Elektromyographie in der Ermüdungsforschung

LAURIG / ROHMERT (1968) fanden heraus, dass bei statischer Arbeit eine Abnahme des Kraftwertes zu verzeichnen ist, während sich die elektrische Aktivität erhöht. Die Amplitude des abgeleiteten Oberflächen – Elektromyogramms vergrößert sich. Ursache dieses Phänomens ist das Zuschalten und die einsetzende Synchronisation motorischer Einheiten.

Untersuchungen von WITTEKOPF / RÜHL (1984) bestätigen die Erhöhung der elektrischen Aktivität im Muskel bei fortschreitender Ermüdung. Der Aktivitätsanstieg ist als Ausdruck lokaler muskulärer Ermüdung in Folge veränderter Innervationsbedingungen zu werten. AHONEN (1994) verweist darauf, dass die Ermüdung eines Muskels mit typischen Veränderungen im EMG einhergeht. Die Amplituden der Muskelaktionspotenziale erhöhen sich, während sich der Rhythmus verlangsamt. Andere Autoren vermuten, dass die Ursachen von Ermüdung im Funktionszustand des zentralen Nervensystems begründet liegen (GOLLENDORFER, 1997). STRASS (1994) vertritt die Meinung, dass der Alpha – Motoneuronenpool nicht in der Lage sei, die maximale Erregungsaktivität über einen längeren Zeitraum aufrecht zu erhalten. Als Folge wird der Muskel nur vermindert aktiviert (STRASS, 1994). Untersuchungen zu neuromuskulären Effekten im Maximalkrafttraining führten KEINE / MINOW (1997) durch. Es wurden Kraftparameter bei isometrischer und dynamischer Muskellarbeit erfasst und das zugehörige bipolare Oberflächen – EMG der unteren Extremitäten abgeleitet (M. rectus femoris, M. vastus lateralis und M. vastus medialis). Als Ergebnis resultiert, dass sich bei der Entwicklung dynamischer und isometrischer Kraftvoraussetzungen gegenläufige Effekte feststellen lassen. Die Entwicklung der Kraftfähigkeit bei isometrischem Kraftmaximum lässt erhöhte wie auch verringerte Aktivitäten im IEMG erkennen. Belastungsreaktionen hinsichtlich ihrer neuromuskulären Struktur bei Tiefsprungserien untersuchten SCHNEIDER / MIELKE / MESTER (1998). Nach einem standardisierten Aufwärmprogramm wurden fünf Doppelserien zu zehn Sprüngen aus einer Höhe von 86 cm durchgeführt. Monopolar abgeleitet wurden die Muskeln der unteren Extremitäten. Für die abgeleiteten Muskeln lassen sich unterschiedliche Phänomene feststellen. Am deutlichsten wirkte sich die Kraftbelastung auf den M. rectus femoris aus (Hyperreaktivität). Der M. gastrocnemius bewegte sich nach dem Aufwärmen auf einem gleichbleibenden Erregbarkeitsniveau, während der M. tibialis nur mit geringfügigen Veränderungen reagierte. Die Autoren werten die belastungsinduzierte Reaktion der neuromuskulären Strukturen als Ausdruck einer nervalen Ermüdung (SCHNEIDER / MIELKE / MESTER, 1998).

Tab. 09: Ausgewählte Phänomene der EMG – Ermüdungsforschung

Ermüdungsphänomen	referiert von
➤ ZEITLICHE VERÄNDERUNG DES OBERFLÄCHEN – EMG BEI STATISCHER UND EINSEITIGER MUSKELARBEIT	LAURIG / ROHMERT (1968)
➤ MIT ABNAHME DER KRAFT VERRINGERUNG DER ANZAHL DER UMKEHRPUNKTE UND DER MITTLEREN AMPLITUDE NAHEZU PARALLEL WÄHREND MAXIMALER ISOMETRISCHER KONTRAKTION	DIETZ (1978)
➤ ABFALL DER ENTLADUNGSRATE VON ALPHA – MOTONEURONEN BEI MAXIMALER ISOMETRISCHER KONTRAKTION	BIGLAND – RICHIE (1983)
➤ ERHÖHUNG DER ENTLADUNGSFREQUENZ, ANSTIEG DER AMPLITUDEN ➤ REKRUTIERUNG / SYNCHRONISATION WEITERER MOTORISCHER EINHEITEN	WITTEKOPF / RÜHL (1984)
➤ ERHÖHTE ANSTEUERUNG	WICK / SCHEIBE (1992)
➤ ABNAHME DER AMPLITUDEN DER AKTIONSPOTENZIALE SOWIE DER LEITGESCHWINDIGKEIT EINZELNER FASERN	NOTH (1993)
➤ ERHÖHTER ANSTIEG DER EMG – AMPLITUDEN DER BEANSPRUCHTEN MUSKULATUR	POLLMANN (1993)
➤ AMPLITUDENANSTIEG SOWIE ABNAHME DER FREQUENZ	AHONEN (1994)
➤ ABNAHME DER MEDIANFREQUENZ / ZUNAHME DER ABGELEITETEN AMPLITUDEN BEI ISOMETRISCHER MUSKELARBEIT	LUTTMANN (1996)
➤ HÖHERE UND EHER EINSETZENDE VORAKTIVITÄT ➤ ANSTIEG DER AMPLITUDEN (BESONDERS IM M. RECTUS FEMORIS)	THORHAUER / CARL / TÜRK – NOACK (1996)
➤ VERLAGERUNG DES KRAFTMAXIMUMS	TÜRK – NOACK U.A. (1996)
➤ ERHÖHTE ELEKTRISCHE AKTIVIERUNG IM ERMÜDETEN MUSKEL	WEINECK (1996)
➤ ELEKTROMYOGRAPHISCHE VERÄNDERUNGEN DER INTERMUSKULÄREN KOORDINATION	ANDERS ET AL. (1998)
➤ VERÄNDERUNGEN IN EMG – ABLEITUNGEN: FREQUENZVERRINGERUNG, AMPLITUDENZUNAHME ➤ REKRUTIERUNG ZUSÄTZLICHER MOTORISCHER EINHEITEN	GOLLHOFER (2000)
➤ VERMINDETE EMG – FREQUENZEN (MEDIAN- UND MITTELWERT) MIT FAST KONSTANTEN ODER ABNEHMENDEN SIGNALAMPLITUDEN BEI WILLKÜRLICHEN ODER ELEKTRISCH AUSGELÖSTEN MAXIMALEN MUSKELKONTRAKTIONEN	SCHOLLE ET AL. (2001)
➤ AMPLITUDENZUNAHME IM M. GASTROCNEMIUS, ABNAHME IM M. SOLEUS BEI LOKALER DYNAMISCHER ERMÜDUNG	TÜRK – NOACK / THORHAUER (2001)
➤ AMPLITUDENVERRINGERUNG IM M. TRICEPS SURAE BEI LOKALER DYNAMISCHER ERMÜDUNG	THORHAUER ET AL. (2001)
➤ ABNAHME DER AMPLITUDE DURCH EMS – STIMULATION IM M. RECTUS FEMORIS	MICHEL (2003)

3.4.2 Methoden der Elektromyographie

An Muskel- und Nervenfasermembranen entstehen elektrische Potentiale. Um die bei der Erregung der Muskelfaser freigesetzten elektrischen Impulse zu erfassen, werden zwei Methoden eingesetzt – zum einen die Nadelelektroden – EMG und zum anderen die Oberflächenelektroden – EMG.

3.4.2.1 Nadelelektroden – EMG

Diese Elektrodenart wird meist bei der Klärung medizinischer Fragestellungen (MUMENTHALER / MATTE, 1997) sowie bei der Diagnose und Verlaufskontrolle von Neuro- und Myopathien eingesetzt. DAUGS (1993) spricht von einer selektiven Ableitung elektrischer Aktivität benachbarter Muskeln. Bei der Anwendung dieser Methode werden hauchdünne Nadelelektroden unter die Haut in den Muskel gestochen. Zur Erfassung der elektrischer Impulse ist es unbedingt notwendig, den abzuleitenden Muskel exakt zu lokalisieren, um die Elektroden korrekt in die Insertionsstellen zu stechen. Nadelelektroden bestehen aus einer dünnen Kanüle, die ein oder mehrere isolierte Drähte beinhaltet. Die Kanüle verbleibt bis zum Ende der Messung im Muskelgewebe. Die Detektionsfläche ist so klein, dass Nadelelektroden vorrangig zur Ableitung individueller Aktionspotentiale genutzt werden. Der Einsatz dieser Methode ermöglicht es, die Aktivitäten tiefer gelegener Muskeln und Muskelfasern zu erfassen. Im Unterschied zur Oberflächenelektrodenmethode können keine aktiven Bewegungsabläufe abgeleitet werden.

3.4.2.2 Oberflächenelektroden – EMG

Durch den Einsatz dieser Methode können wie auch bei dem oben genannten Verfahren die Prozesse der intra- und intermuskulären Koordination erfasst werden. Es lassen sich Aussagen zu sportartspezifischen Bewegungsabläufen und deren Aktivitätsmuster treffen. Mit Hilfe der Oberflächenelektroden kann zwischen sportartspezifisch vorrangig aktivierten Muskeln (Hauptmuskeln) und motorisch – unspezifisch aktivierten Muskeln (Hilfsmuskeln) differenziert werden. Weiterhin sind Aussagen zum unterschiedlichen Einsatz, zum Verhältnis Agonisten- / Antagonistenaktivität und Zuordnung des Muskeleinsatzes möglich

(WITTEKOPF / RÜHL, 1984). Auch bei dieser Methode müssen genaue Kenntnisse über Größe und Verlauf des / der abzuleitenden Muskels/n vorliegen. Ist der Abstand benachbarter abzuleitender Muskeln zu gering, kann es zum so genannten Cross – Talk – Phänomen kommen (DAUGS, 1993). Ein Vorteil dieser Methode besteht darin, dass elektrische muskuläre Aktivitäten auch bei dynamischen Beanspruchungen erfasst werden können. Als nachteilig erweist sich, dass tiefergelegene Muskeln nicht erfasst werden können.

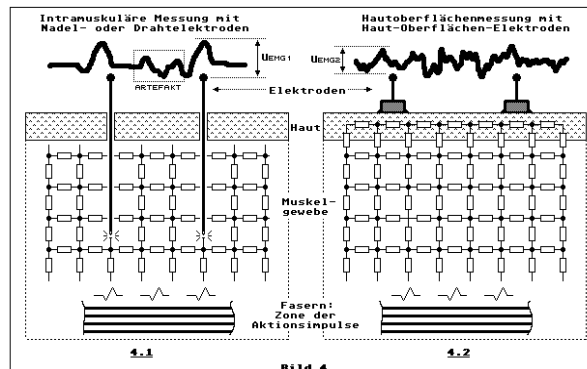


Abb. 10: Ableitung elektrischer Signale – schematische Darstellung (<<http://www.elektronik-kompodium.de/public/schaerer/emg1.htm>>[2005-02-22])

3.4.3 Ableitetechniken

Bei der Ableitung von EMG – Signalen kommen zwei zentrale Techniken zum Einsatz: die monopolare und die bipolare. Für beide Ableitetechniken gilt, dass die Ableitung gegen eine Referenzelektrode erfolgt.

Sollen topographische Aktivitätsphänomene eines Muskels erfasst werden, wird die monopolare Elektrodenkonfiguration eingesetzt. Eine große Anzahl von Elektroden wird über einem Muskel angebracht, um den Verlauf der Aktivität zu dokumentieren (SCHOLLE et al., 1992). Jede Potentialschwankung zwischen Elektrode und Referenz wird aufgezeichnet und verstärkt – einschließlich aller unerwünschten Signale. Bei der bipolaren Konfiguration werden zwei Elektroden in Längsrichtung der Muskelfaser auf der Haut über dem zu untersuchenden Muskel befestigt. Beide Elektroden leiten die Potentialschwankungen gegen eine Referenzelektrode ab. Die Differenz der Spannungsschwankungen wird anschließend durch einen Differentialverstärker errechnet.

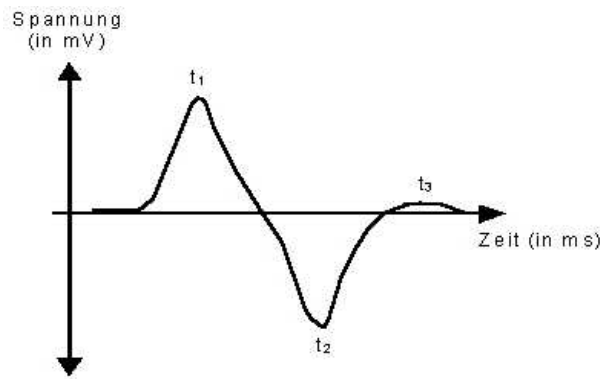


Abb. 11: Spannungsverlauf eines Aktionspotentials bei bipolarer Ableitung (HOPF, 1974)

Spannungsschwankungen, die nicht durch elektrische Aktivitäten des untersuchten muskulären Systems zustande kommen, werden als Störsignale bezeichnet. Ungenügender Halt der Elektroden auf der Hautoberfläche, Bewegungen der von den Elektroden fortführenden Kabel und Hautbewegungen relativ zur Muskeloberfläche können als Quellen dieser Störsignale angesehen werden. Artefakte können jedoch auch durch starke elektrische Stromquellen sowie die Bewegung selbst entstehen.

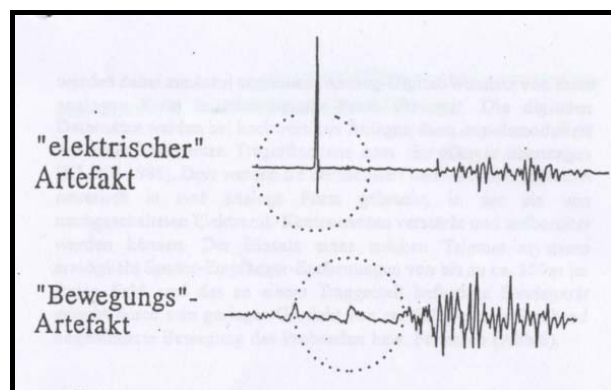


Abb. 12: Elektrische Störquelle und Bewegungsartefakt (NORAXON, 1993)

3.4.4 Verarbeitung und Auswertung elektromyographischer Signale

Bei der Erfassung elektrischer Signale von Muskeln erhält man mit Hilfe der heute zur Verfügung stehenden Hard- und Software unverarbeitete Roh – EMG – Signale. Mit Aufnahme der Roh – EMG – Signale und mit Hilfe entsprechender Hardware – Schaltungen bzw. Computerprogramme stehen weitere Verarbeitungsmöglichkeiten wie das Gleichrichten und Integrieren zur Verfügung, die für die Auswertung und Interpretation der Signalanteile

benötigt werden. Je nach Aktivität des Muskels erhält man Signale mit unterschiedlicher Amplitudenhöhe. Der Hauptsignalanteil liegt in einem Frequenzbereich zwischen 0 und 200 Hz. Das EMG kann neben dem zeitlichen Auftreten von Ereignissen und der Höhe der erfassten Signale auch auf seinen Frequenzgehalt hin interpretiert werden. KNAFLITZ (1992) und DELUCA (1987) verweisen bei der Analyse des Frequenzverhaltens auf Phänomene, die durch Bestimmung der Median – Power- und der Mean – Power – Frequency bei Muskelermüdung beobachtet wurden.

Das Leistungsspektrum (power density spectrum) stellt die Arbeit in den einzelnen Frequenzbereichen dar und wird durch die Form und Dauer der Aktionspotentiale der erfassten „motor unit`s“ beeinflusst (GOLLHOFER, 2000).

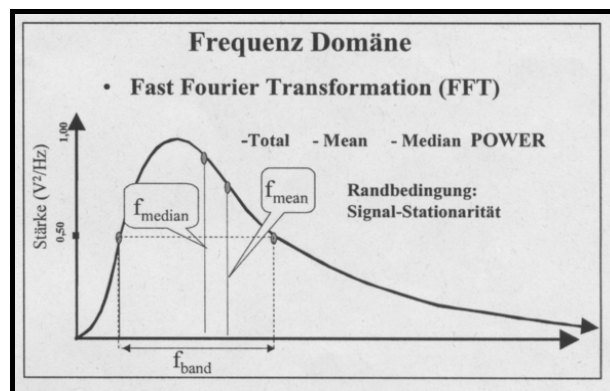


Abb. 13: Leistungsspektrum im EMG (GOLLHOFER, 2000)

Das Roh – EMG eignet sich besonders, qualitative Aussagen bei schnell wechselnden Muskelaktivitäten zu treffen (NORAXON, 1993). Um ein Roh – EMG in ein integriertes EMG umzuwandeln, müssen in einem ersten Arbeitsschritt alle Signalanteile gleichgerichtet werden. Der Vorgang, der die Umwandlung der negativen in positive Anteile beinhaltet, wird als Full Wave Retification bezeichnet. Das integrierte EMG wird auch Hüllkurve (linear envelope) genannt. Durch den Einsatz von Tiefpassfiltern oder durch Mittelwertbildung (moving average) innerhalb eines Zeitfensters kann das Signal geglättet werden (NORAXON, 1993). Die Glätte der Hüllkurve wird durch die Breite des für die Mittelung ausgewählten Datenfensters bestimmt. Ein inadäquat breites Datenfenster führt dabei zu Verschleifungen der Signalanstiege und –abfälle. Die myoelektrische Aktivität in definierten Zeiträumen kann durch die Berechnung des Integrals der Hüllkurve ermittelt werden. Mit Hilfe der Berechnung der mittleren Amplitude des arithmetischen Mittels (average rectified value) und der Bestimmung des geometrischen Mittels (root mean square) besteht nach Meinung verschiedener Autoren die Möglichkeit, einen größeren Zusammenhang zwischen EMG und

Muskelkraft darzustellen (NORAXON, 1993). Der Zusammenhang zwischen EMG – Aktivität und Muskelkraft war schon oft Gegenstand von Untersuchungen. Bisher ist es noch nicht gelungen, eine allgemeingültige Beziehung zwischen diesen beiden Messgrößen herzustellen. Bekannt ist lediglich, dass mit zunehmender Kraftentfaltung auch die myoelektrische Aktivität des Muskels zunimmt.

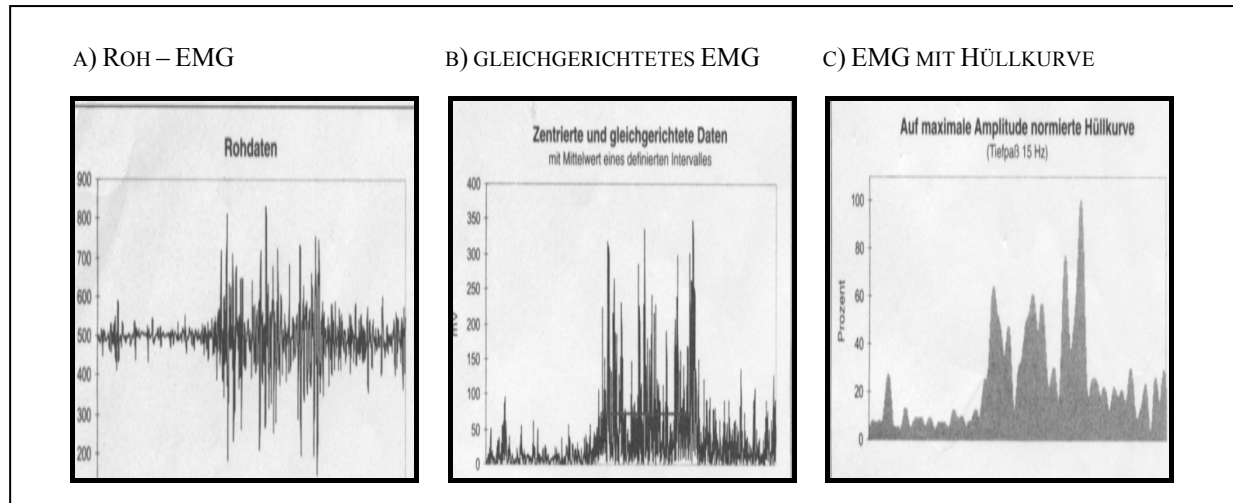


Abb. 14 a – c: Roh – EMG, gleichgerichtetes EMG, EMG mit Hüllkurve (SENNER / SCHAFF, 1999)

4 HYPOTHESEN

In Orientierung an den aufgezeigten Forschungsdefiziten und dem zentralen Forschungsansatz ergab sich für die vorliegende Arbeit folgende übergeordnete Zielstellung:

Analyse der Auswirkung differenzierter Ermüdungsprogramme auf ausgewählte Bewegungsparameter und Aktionspotenziale von Muskeln der unteren Extremitäten.

Inhalt und Ziel der Untersuchung ließen sich durch verschiedene Fragestellungen (1., 2., ...) spezifizieren. Basierend auf theoretischen Überlegungen und den Ergebnissen aus Pilotstudien und Voruntersuchungen konnten zu jeder Fragestellung gerichtete oder allgemeine Hypothesen (H_1 , H_{1a} ...) formuliert werden.

Diese Studien bzw. Vorversuche konnten zeigen, dass trotz differenzierter lokaler Ermüdung und der damit verbundenen muskulären Funktionsverluste keine bzw. nur geringe Defizite bzgl. der sportlichen Leistung zu verzeichnen sind (THORHAUER / TÜRK – NOACK, 1997; THORHAUER et al., 2001; MICHEL, 2001; MICHEL, 2003). Auf der Grundlage dieser Ergebnisse sind weiterführende Untersuchungen erforderlich, die den Zugang spezifizieren und experimentell weiter fundieren, so dass sich die Allgemeingültigkeit der Aussagen differenzierter belegen lassen.

Erkenntnisse, inwieweit muskuläre Ermüdung elektromyographisch nachzuweisen ist, lassen sich nach Analyse der gegenwärtigen Literatur differenziert diskutieren (MÖCKEL / LAUBE, 1991). Untersuchungen beschäftigten sich vorrangig mit der Beschreibung von Phänomenen bei isometrischen und kurzzeitig maximalen Kontraktionen sowie Auswirkungen auf das Kraftverhalten des Muskelsystems (SCHMIDTBLEICHER / HEMMLING, 1994; STRASS, 1994; KOLLATH / MERTZ, 2001). Neuromuskuläre Aspekte und Phänomene der Ermüdung vor allem bei dynamischer Muskelarbeit und sportspezifischen Beanspruchungen sind bisher kaum Gegenstand von Untersuchungen gewesen und in der Literatur beschrieben. Aussagen zu Erkenntnissen bei dynamischen Kontraktionen lassen sich widersprüchlich beurteilen und sollten erneut geprüft werden (TÜRK – NOACK / THORHAUER, 2001; THORHAUER et al., 2001). Aufgrund dieser Überlegungen ist es notwendig zu klären, welcher Zusammenhang zwischen muskulärer Beanspruchung und elektromyographischen Aspekten bei lokaler Muskelermüdung existiert.

Des Weiteren sind hypothetische Überlegungen insbesondere zu kinematischen Aspekten der Bewegung von Interesse. Einzelne Studien verweisen darauf, dass sich unabhängig der praktizierten Muskelermüdung, Laufbelastung als komplexe Ermüdung (WILLIAMS et al., (1991); TÜRK – NOAK, (1999) oder Sprungbelastung als lokale Ermüdung (THORHAUER et al., 2001; MICHEL, 2003), gleiche Aussagen treffen lassen. Im Ergebnis können größere Winkelamplituden im Knie- und Sprunggelenk als Ermüdungsfolge aufgezeigt werden. Für diese Studien ist anzunehmen, dass die kinematische Regulation auf einem gemeinsamen Mechanismus basiert. Es wird vermutet, dass diese Regulation mit zunehmender Entfernung vom Körperschwerpunkt zunimmt.

Die Analyse der Literatur lässt erkennen, dass widersprüchliche Ergebnisse bezüglich der Gelenksteifigkeit u. a. auf eine unterschiedliche Probandenauswahl zurückzuführen ist. Konstitution, Muskelfaserspektrum sowie motorischer Veranlagung rufen vermutlich verschiedene Ermüdungsreaktionen hervor und führen so zu differenten Gelenksteifigkeiten. Ein weiterer Aspekt ist in diesem Zusammenhang die Ausbildung individueller Bewegungsprogramme durch sportartgerichtetes bzw. sportartspezifisches Training. DALLEAU et al. (1998) stellte eine Verringerung des metabolischen Umsatzes durch eine erhöhte Beinsteifigkeit bei Laufbewegungen fest. Es ist anzunehmen, dass ein langjähriges Ausdauertraining zu einer Ökonomisierung durch Umstellung des Bewegungsprogramms führt. Des Weiteren ist zu vermuten, dass es durch monotones sportartspezifisches Training zu einer Verschiebung innerhalb des Muskelfaserspektrums kommt (RAPP / WEICKER, 1982; HOWALD, 1984; 1989; TIDOW / WIEMANN, 1993), was sich in einem veränderten motorischem Bewegungsprogramm widerspiegeln kann.

Der Mensch als Komplex von Organen und Organsystemen reagiert inter- und intraindividuell auf vorgegebene Belastungen und Bewegungen (RICKERT, 1987; OLIVIER, 1996). Die Aufrechterhaltung der sportlichen Leistung bei lokaler Muskelermüdung wird in verschiedenen Untersuchungen durch die Existenz von Kompensationsmechanismen und deren Wirkung erklärt (FRIEDRICHS et al., 1999; THORHAUER et al. 2001; MICHEL, 2003). Welche Auswirkungen eine lokal induzierte Ermüdung auf kinematische Parameter hat und inwieweit der Erhalt der sportlichen Leistung auf spezifischen Funktionsadaptationen (Strategie der Gelenkversteifung, veränderte Beschleunigungswege) basiert, muss weiter abgeklärt werden.

Aus den Darlegungen lassen sich 4 Fragestellungen ableiten, zu denen auf Grund der bestehenden Datenlage entsprechende hypothetische Erwartungen formuliert werden können.

1. Welche Auswirkungen hat die gezielte lokale Ermüdung eines muskulären Systems auf ausgewählte sportliche Leistungsparameter?

H₁ Mit fortschreitender lokaler Ermüdung sind signifikante Verringerungen der sportlichen Leistungen zu verzeichnen.

H_{1a} Im Prozess der lokalen Ermüdung kommt es zu einer signifikanten Verlängerung der Bodenkontaktzeit.

H_{1b} Im Prozess der lokalen Ermüdung kommt es zu einer signifikanten Verringerung der Flughöhe sowie der Flugzeit.

2. Welche Auswirkungen hat die gezielte lokale Ermüdung eines muskulären Systems auf elektromyographische Parameter?

H₂ Mit fortschreitender lokaler Ermüdung ist ein signifikanter Anstieg der muskulären Aktivierung in der beanspruchten Muskulatur zu erwarten.

H_{2a} Eine differenzierte lokale Ermüdung führt zu signifikanten Anstiegen der Muskelaktionspotentiale (IEMG und maximale Amplituden).

H_{2b} Die differenzierte lokale Ermüdung führt zu veränderten muskelanteil – spezifischen Aktivitätsmustern bei den einzelnen Kontrollübungen (Squat Jump / Drop Jump).

3. Welche Auswirkung hat die gezielte lokale Ermüdung eines muskulären Systems auf Parameter der Bewegungs – Kinematik?

H₃ Fortschreitende lokale Ermüdung führt zu signifikanten Veränderungen in kinematischen Bewegungsparametern.

H_{3a} Bei fortschreitender lokaler Ermüdung kommt es zur Vergrößerung der Bewegungsamplitude im Hüft- und Kniegelenk.

H_{3b} Bei fortschreitender lokaler Ermüdung ist eine Verringerung der Bewegungsamplitude des Körperschwerpunktes zu verzeichnen.

4. Welche Mechanismen existieren, die den Erhalt der sportlichen Leistung bei lokaler Muskelermüdung kompensieren?

H₄ Es lassen sich Mechanismen zur Regulation der Bewegung herausstellen, die zur Kompensation der lokalen Muskelermüdung genutzt werden.

5 UNTERSUCHUNGSMETHODIK

5.1 Untersuchungsaufbau

Gegenstand der Untersuchung war es aufzuzeigen, wie ein agierendes muskuläres System auf genau definierte sportspezifische Belastungen reagiert. Um eine gezielte lokale Ermüdung der unteren Extremitäten hervorzurufen, wurden zwei verschiedene Ermüdungstrainer in die Untersuchung einbezogen. Für die Ermüdung des M. triceps surae wurde ein Wadenstreckergerät (Eigenbau FSU Jena) und für die Ermüdung des M. quadriceps femoris ein Beinstreckergerät (Firma SCHNELL) verwendet. Beide Ermüdungstrainer konnten in ihrer Funktionsweise so verändert werden, dass sowohl dynamische als auch statische Kontraktionen unter definierten Bedingungen ausgeführt und erfasst wurden. Die Einstellung der Geräte an die individuellen Dispositionen der Probanden (Größe, Gelenkwinkel, -amplituden usw.) war ebenso möglich. Um die Validität der Untersuchung zu gewährleisten, wurden die Einstellungen für alle Tests weitestgehend standardisiert.

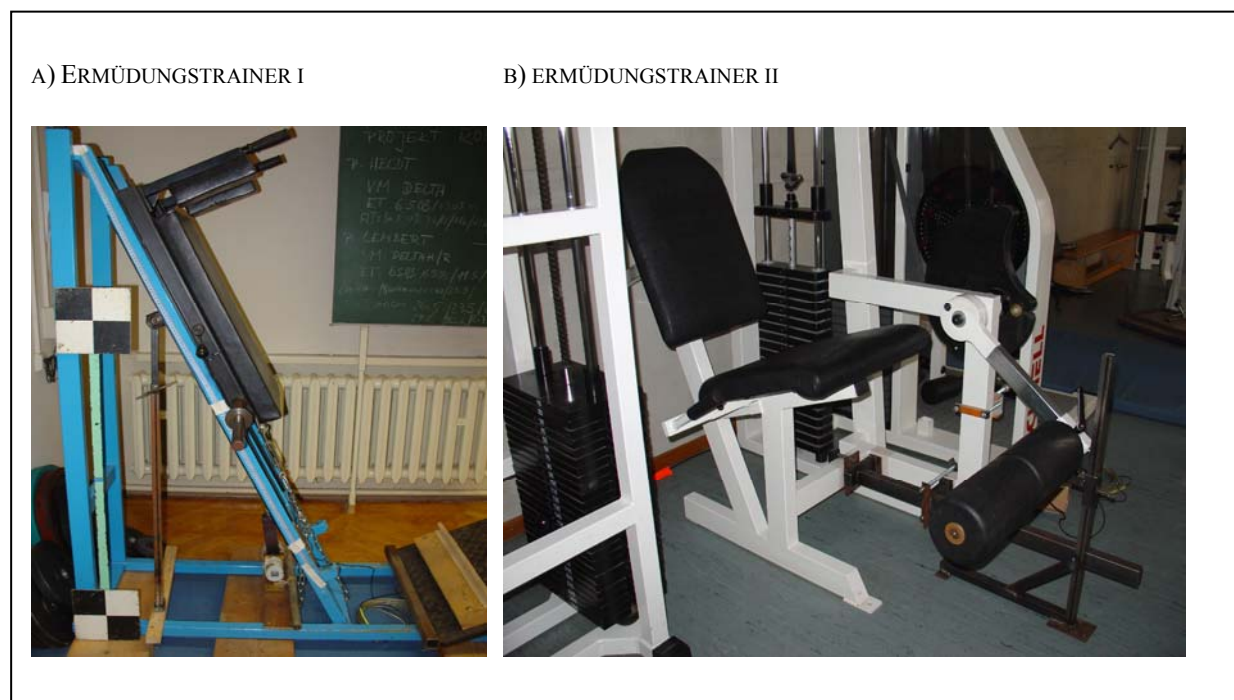


Abb. 15 a – b : Ermüdungstrainer I (Wadenstreckergerät – Eigenbau FSU Jena) und Ermüdungstrainer II (Beinstreckergerät – Firma SCHNELL)

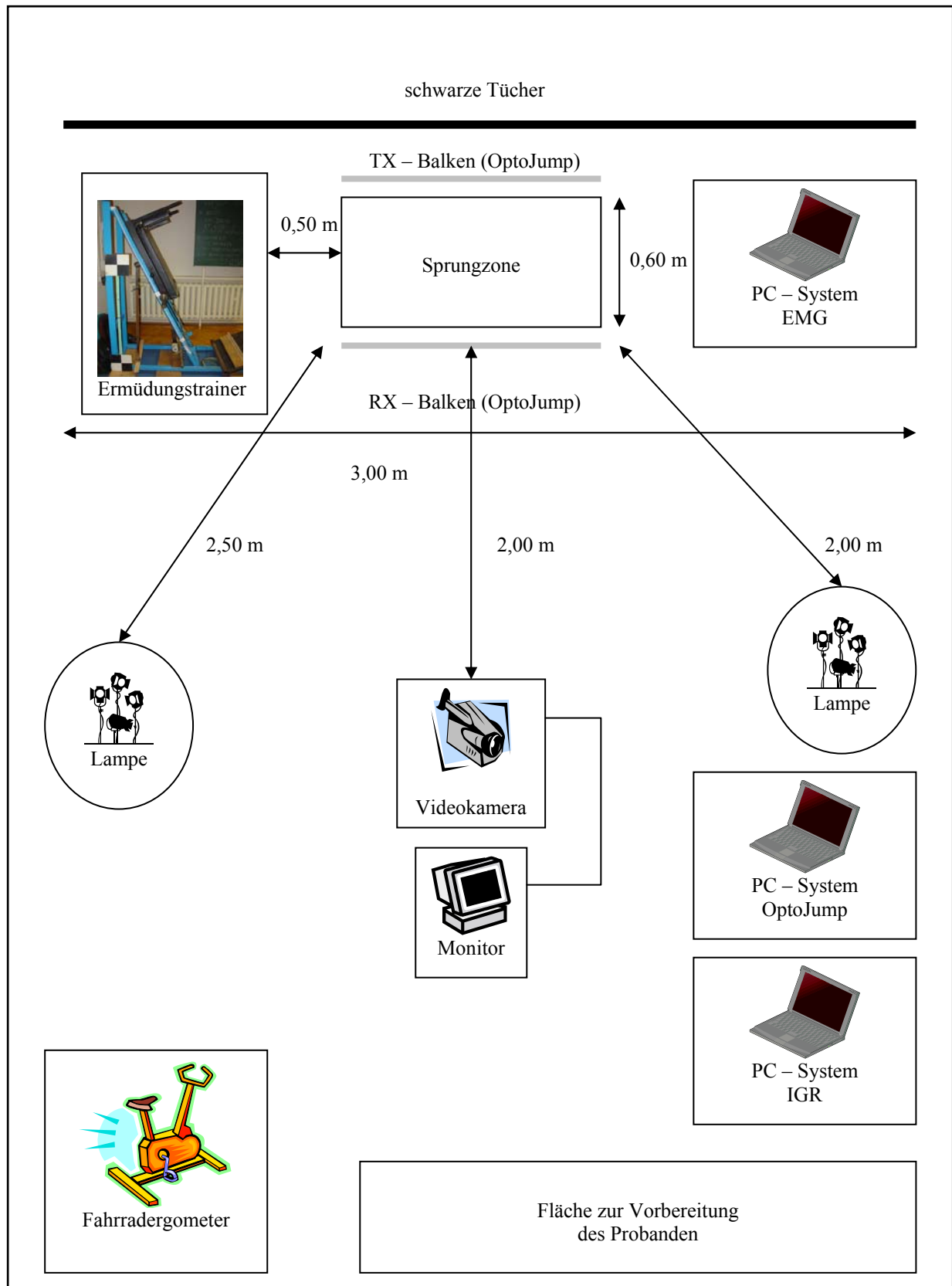


Abb. 16: Versuchsaufbau I (schematisiert)

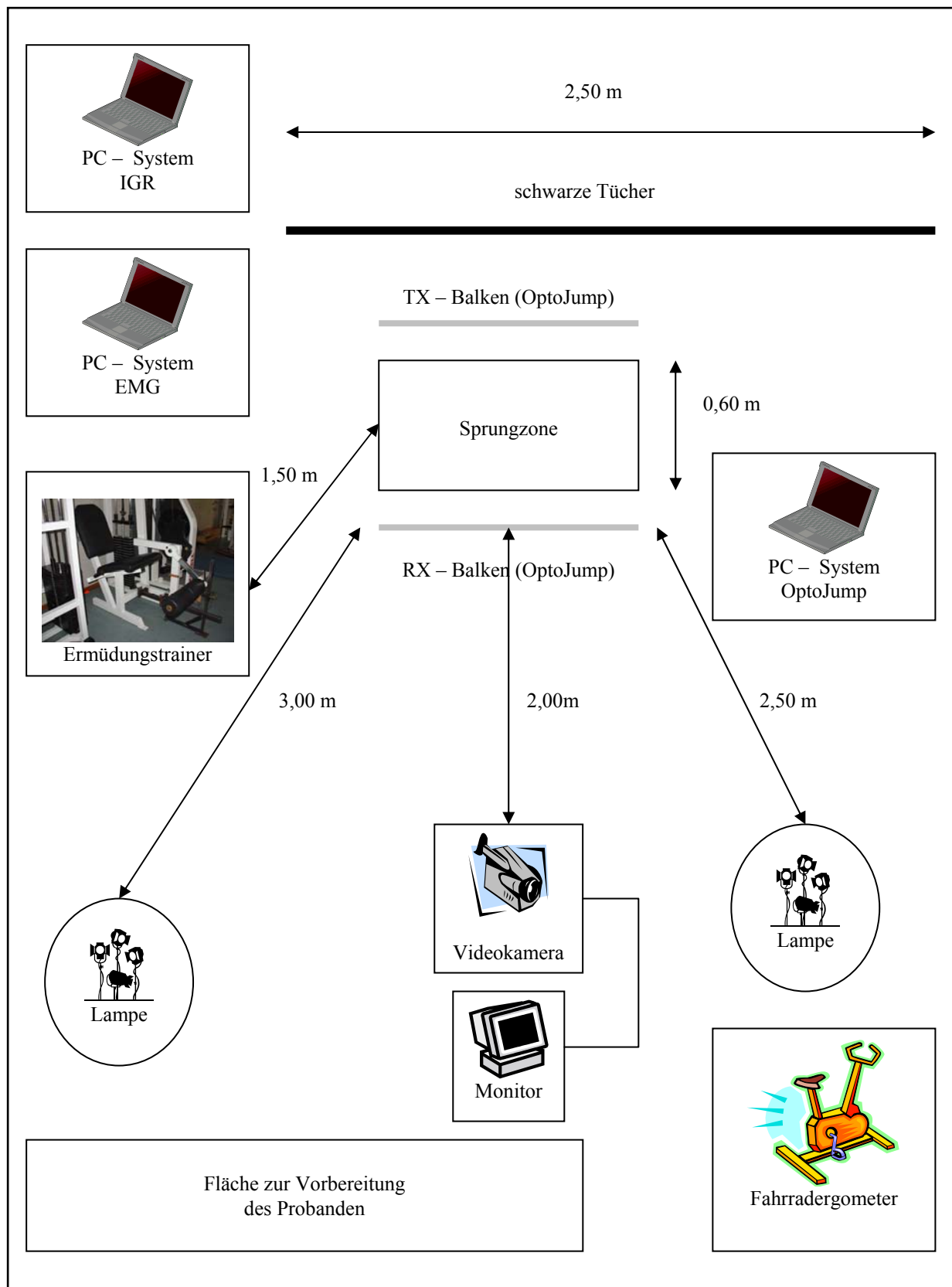


Abb. 17: Versuchsaufbau II (schematisiert)

5.2 Messtechnik

Standardmäßig kamen folgende Messgeräte zum Einsatz:

- Beschleunigungssensor BIOVISION
- Druckaufnehmer BIOVISION
- EMG – System BIOVISION Frankfurt (16 – Kanal, bipolare Oberflächenelektroden)
- Ermüdungstrainer I – Wadenstreckergerät (Eigenbau FSU Jena)
- Ermüdungstrainer II – Beinstreckergerät (Firma SCHNELL)
- Fahrradergometer (TECHNO GYM)
- JVC TM 90 PSN – Monitor
- Körperfettwaage TANITA TBT – 501
- Kurzzeitmesssystem OptoJump
- Polar Messsystem ACCUREX PLUS
- Videokamera Canon XL 1 (digital)
- Videoschnittsystem (ES 3 / Sony)
- Weg – Zeit – Messgerät IGR (Zeiss Jena).

5.3 Personenstichprobe

Die Personenstichprobe setzt sich aus einer Untersuchungsgruppe von 14 Personen zusammen. Die Probanden waren ausschließlich Sportstudenten und Mitarbeiter des Institutes für Sportwissenschaften der FSU Jena. Die Versuchspersonen verfügten über geringe bis hohe Erfahrungswerte bezüglich der Durchführung von Kraft – Technik – Training im sportlichen Übungsprozess. Folgende Kriterien waren Voraussetzung zur Teilnahme an der Studie: Geschlecht – männlich, der BMI entsprach dem Normalgewicht (19 – 25), keine orthopädischen Erkrankungen, kein Sportler trainierte spezifisch in Sprungkraftdisziplinen. In Tab. 10 und Tab. 11 sind die Daten und Kennwerte der Probanden dargestellt:

Tab. 10: Daten der Probanden

Pro-band	Alter [Jahre]	Ge-schlecht	Größe [cm]	Gewicht [kg]	Körperfett-gehalt [%] / BMI	Ruhepuls [Herzschläge / min]	Sportart	Trainings-einheiten [pro Woche]
A	22	MÄNNLICH	172	73,9	19,0 / 25	58	FUSSBALL	3
B	28	MÄNNLICH	181	76,8	13,0 / 24	60	FUSSBALL	6
C	27	MÄNNLICH	179	71,0	9,5 / 22	50	TRIATHLON	5
D	22	MÄNNLICH	174	69,6	16,0 / 23	50	JUDO, KARATE	3
E	22	MÄNNLICH	180	78,3	15,0 / 24	50	JUDO, LAUFEN	4
F	23	MÄNNLICH	172	70,0	16,0 / 24	55	FUSSBALL, TENNIS	1
G	27	MÄNNLICH	180	83,3	20,0 / 26	55	FUSSBALL	8
H	31	MÄNNLICH	179	76,0	15,0 / 24	55	HANDBALL	3
I	22	MÄNNLICH	173	61,1	11,0 / 20	60	FUSSBALL, TENNIS	3
J	23	MÄNNLICH	182	66,5	10,0 / 20	58	FUSSBALL	3
K	28	MÄNNLICH	177	65	13,0 / 21	55	FUSSBALL	10
L	26	MÄNNLICH	180	79,2	13,0 / 24	55	FUSSBALL	4
M	21	MÄNNLICH	193	89,2	20,0 / 24	66	KRAFTSPORT	4
N	30	MÄNNLICH	176	72,0	15,0 / 23	50	FUSSBALL	10

Tab. 11: Kennwerte der Untersuchungsgruppe

Kennwerte	Untersuchungsgruppe (\bar{X}_M / σ_s)	V	Max.	Min.	R
Anzahl	14	–	–	–	–
Alter [Jahr]	25,1 (+/- 3,4)	13,5 %	31,0	21,0	10,0
Körpergröße [cm]	178,0 (+/- 5,4)	3,0 %	193,0	172,0	21,0
Körpergewicht [kg]	73,7 (+/- 7,5)	10,2 %	89,2	61,1	28,1
Körperfettgehalt [%]	14,7 (+/- 3,4)	23,2 %	20,0	9,5	10,5
Trainingseinheiten	4,8 (+/- 2,8)	58,4 %	10	1	9

5.4 Untersuchungsdurchführung

Vorbemerkung: Die Datenerhebung fand im Zeitraum zwischen August 2002 und Mai 2003 im Labor und Krafraum des Institutes für Sportwissenschaften der Friedrich – Schiller – Universität in Jena statt. Alle Probanden hatten vier verschiedene Ermüdungsprogramme zu absolvieren (Tab. 12), deren Ablauf standardisiert war. Der Zeitaufwand für die Versuchsvorbereitung und die Erfassung der Daten betrug zwischen 1 ½ und 2 Stunden. Die Pause zwischen den verschiedenen Programmen betrug mindestens eine Woche, mit dem Ziel, etwaige Ermüdungseffekte der vorangegangenen Beanspruchung möglichst auszuschließen und eine ausreichende Regeneration zu gewährleisten. Zu Beginn der vier Testserien wurde jeweils ein 10 minütiges allgemeines standardisiertes Aufwärmprogramm absolviert (Fahrradergometer und gymnastische Übungen).

Tab. 12: Programme zur differenzierten lokalen Ermüdung unterer Extremitäten

Programm	Inhalt
Programm 1	<p>➤ <u>LOKALE ERMÜDUNG DES M. TRICEPS SURAE</u></p> <p>(STATISCHE ARBEITSWEISE – <u>ISOMETRISCHE MUSKELKONTRAKTION</u> – 10 S MAXIMALE INTENSITÄT MIT ANSCHLIEBENDEM DREIFACHSTRECKSPRUNG ALS KONTROLLÜBUNG (SQUAT JUMP UND ZWEI DROP JUMPS – SERIENWIEDERHOLUNG BIS ZUR SUBJEKTIVEN ERMÜDUNG)</p>
Programm 2	<p>➤ <u>LOKALE ERMÜDUNG DES M. TRICEPS SURAE</u></p> <p>(DYNAMISCHE ARBEITSWEISE – <u>AUXOTONISCHE MUSKELKONTRAKTION</u> – 8 WIEDERHOLUNGEN MIT 60 % ZUSATZLAST DER INDIVIDUELLEN ISOMETRISCHEN MAXIMALEN KRAFTLEISTUNG) MIT ANSCHLIEBENDEM DREIFACHSTRECKSPRUNG ALS KONTROLLÜBUNG (SQUAT JUMP UND ZWEI DROP JUMPS – SERIENWIEDERHOLUNG BIS ZUR SUBJEKTIVEN ERMÜDUNG)</p>
Programm 3	<p>➤ <u>LOKALE ERMÜDUNG DES M. QUADRICEPS FEMORIS</u></p> <p>(STATISCHE ARBEITSWEISE – <u>ISOMETRISCHE MUSKELKONTRAKTION</u> – 10 S MAXIMALE INTENSITÄT MIT ANSCHLIEBENDEM DREIFACHSTRECKSPRUNG ALS KONTROLLÜBUNG (SQUAT JUMP UND ZWEI DROP JUMPS – SERIENWIEDERHOLUNG BIS ZUR SUBJEKTIVEN ERMÜDUNG)</p>
Programm 4	<p>➤ <u>LOKALE ERMÜDUNG DES M. QUADRICEPS FEMORIS</u></p> <p>(DYNAMISCHE ARBEITSWEISE – <u>AUXOTONISCHE MUSKELKONTRAKTION</u> – 8 WIEDERHOLUNGEN MIT 60 % ZUSATZLAST DER INDIVIDUELLEN ISOMETRISCHEN MAXIMALEN KRAFTLEISTUNG MIT ANSCHLIEBENDEM DREIFACHSTRECKSPRUNG ALS KONTROLLÜBUNG (SQUAT JUMP UND ZWEI DROP JUMPS – SERIENWIEDERHOLUNG BIS ZUR SUBJEKTIVEN ERMÜDUNG)</p>

Zentraler Aspekt der Untersuchung war die isolierte Ermüdung von Muskeln bzw. Muskelsystemen. Mit Hilfe spezieller Trainager (Kap. 5.1) und differenzierten Ermüdungsstrategien sollte eine lokale muskuläre Ermüdung hervorgerufen werden. Angestrebt wurde, dass die Serienbelastungen kumulativ zur Ermüdungsaufstockung führten. Als Kontrollbewegungen und zur Bestimmung der Schnellkraftleistung der Beinstreckerkette wurde ein standardisierter Sprungtest in der Reihenfolge ein Squat Jump (1. Phase; Abb. 18) und zwei Drop Jumps (2. Phase; Abb.19) durchgeführt. Ziel der Sprungserien war das Erreichen einer maximalen Sprunghöhe bei minimaler Bodenkontaktzeit. Alle Absprünge erfolgten beidbeinig. Die Hände blieben während des gesamten Bewegungsablaufs hinter dem Rücken verschränkt, um die Armbewegung als zusätzliches Schwungelement zu eliminieren. Weitere Details der Bewegungsausführung werden nachfolgend beschrieben.

Squat Jump: Ist ein Sprung aus der Hockstellung. Diese Sprungform wird zum Testen der reinen konzentrischen Kraftfähigkeit der Sprungmuskulatur angewandt. Er wird ohne jede Ausholbewegung ausgeführt und enthält aus diesem Grund auch keinen koordinativen Anteil durch die Ausholbewegung. Dabei ist zu beachten, dass bereits kaum sichtbare Ausholbewegungen aus der Hockstellung weiter nach unten die Ergebnisse positiv beeinflussen können und so zur Vergrößerung der Sprunghöhen führen. (biomechanisches Prinzip der Anfangskraft). Der Sprung wird aus einer Kauerstellung (90° Knie- und Hüftgelenkwinkel) ohne Auftaktbewegung durchgeführt (<http://www.biovision-online.com/squat.htm>).

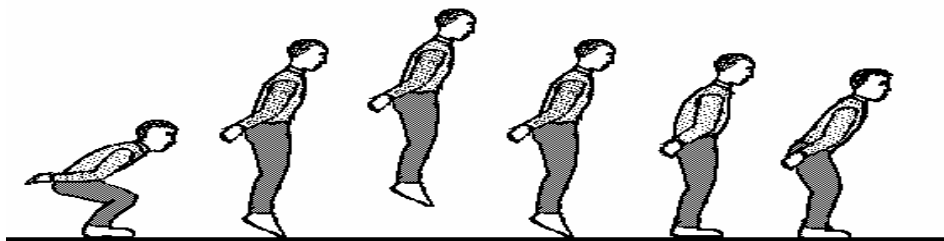


Abb. 18: Squat Jump (<<http://www.sportunterricht.de/lksport/biomschu.htm>>[2005-06-15])

Drop Jump: Ist eine Sprungform zum Testen der Kraftfähigkeit inklusive der reaktiven Kraftfähigkeit der Sprungmuskulatur. Er wird aus definierter Fallhöhe ausgeführt, welches eine standardisierte Auftreffgeschwindigkeiten auf den Boden zur Folge hat. Die Geschwindigkeit der Beugung in der exzentrischen Phase sowie die Tiefe der Beugung (min.

Kniewinkel im Umkehrpunkt der Bewegung) beeinflussen die Spannung in der Muskulatur und den reaktiven Anteil an den Absprungkräften.

Drop Jump – Profil: Durch Variation der Fallhöhe kann die Auftreffgeschwindigkeit und der Input an Energie in die Sprungmuskulatur verändert werden. Bei optimalem Input (Fallhöhe) wird der Output (Sprunghöhe bzw. der Quotient aus Sprunghöhe und Kontaktdauer auf dem Boden) maximal (<http://www.biovision-online.com/drop.htm>).

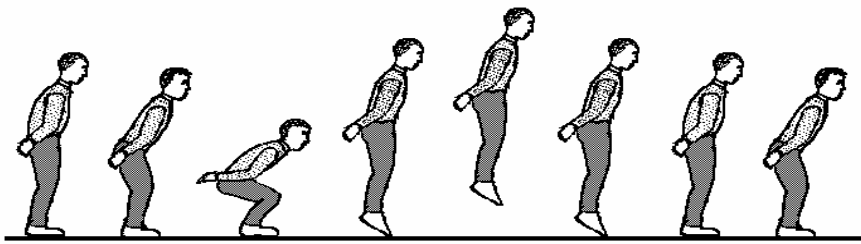


Abb. 19: Drop Jump (<<http://www.sportunterricht.de/lksport/biomschu.htm>>[2005-06-15])

Um die Reproduzierbarkeit elektromyographischer und kinematischer Parameter zu gewährleisten, wurden die Versuche immer einem standardisiertem Ablaufplan unterzogen, der sich im Vorfeld bei vorrangegangenen experimentellen Studien herauskristallisiert hatte. Dazu gehörten unter anderem das Einrichten der Kamera- und Videotechnik (genaue Positionierung, Bildausschnitt festlegen, Maßstab einlesen, Absprungposition markieren usw.).

Vor der ersten Testserie wurde von jedem Probanden ein Eingangsbogen erfasst, Körpergröße, Körpergewicht, Körperfettanteil bestimmt, sowie ein isometrischer Maximalkrafttest zur Bestimmung der individuellen isometrischen maximalen Leistungsfähigkeit durchgeführt. Ausgehend von dem ermittelten isometrischen Maximalwert konnte die individuelle Belastungsintensität für die dynamischen Testserien (60 % des isometrischen Maximalwertes in kg) festgelegt werden.

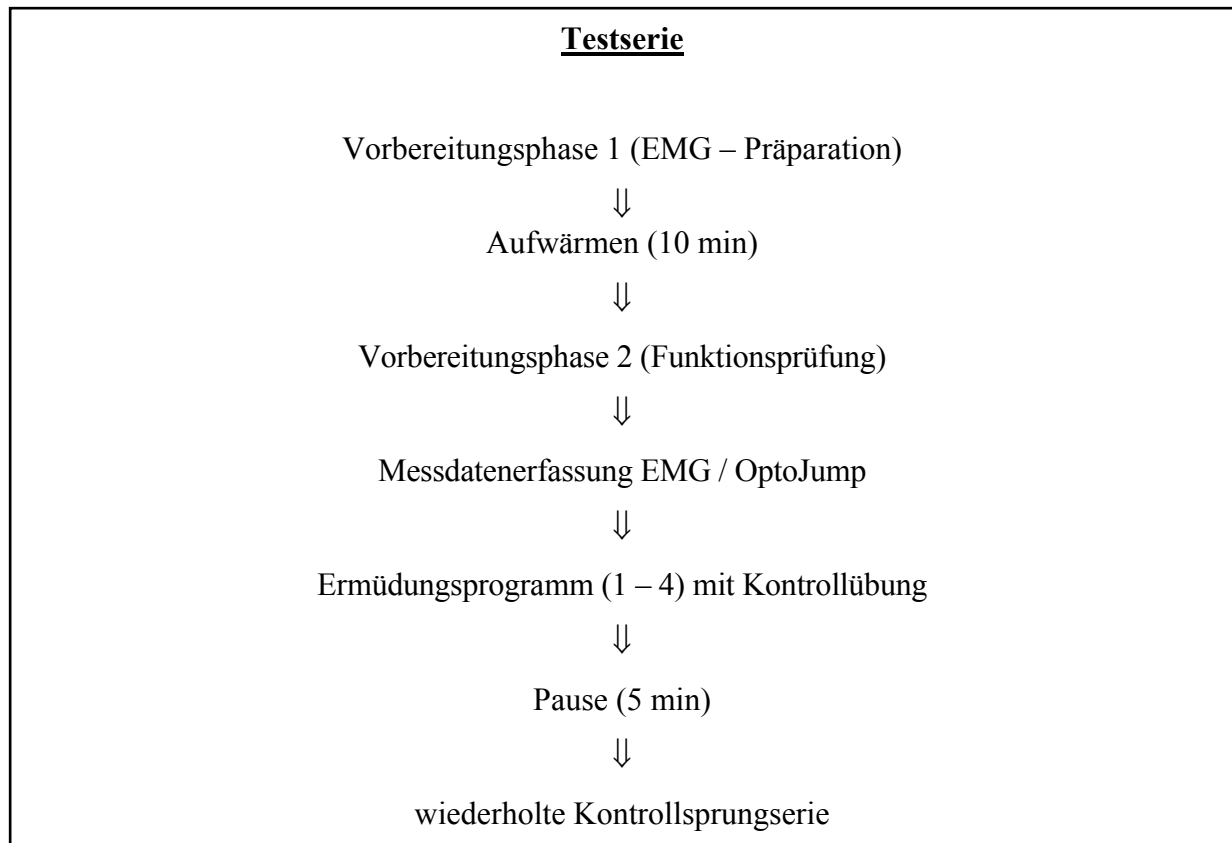


Abb. 20: Strukturelle Darstellung des Verlaufs einer Testserie

Die Präparation des Probanden gliederte sich in zwei Phasen:

Phase 1 wurde vor Phase 2 im direkten Anschluss an das Aufwärmen durchgeführt. Ziel dieser Vorgehensweise war zum einen das Ermöglichen eines weitgehend rückwirkungsfreien Aufwärmprozesses und zum anderen das Erreichen eines geringen Verlusts der Aufwärmfunktion durch eine kurze zweite Präparationsphase. In der ersten Phase erfolgte die Markierung, Rasur der Ableitungsorte für Aufnahme der elektromyographischen Daten, die Fixierung der Elektroden (nach Entfernung von Fett- und Schmutzrückständen auf der Haut mittels Klebestreifen und Desinfektion). Um ankommende Signale triggern zu können, wurde am rechten Sprunggelenk ein Beschleunigungsaufnehmer und unter der rechten Schuhsohle ein Druckaufnehmer befestigt. Die signalableitenden Kabel wurden über Druckknöpfe mit den Elektroden verbunden und an eine Input – Box angeschlossen. Weiterhin erhielt jeder Proband ein Polar – Messsystem (Uhr / Sender), um den Verlauf der Belastung bezüglich der Herzfrequenz zu dokumentieren.

Nach einem standardisierten Aufwärmprogramm (Fahrradergometer – 10 min; Steigerung der Belastung aller 2 min – 1 W/kg; 1,2 W/kg; 1,4 W/kg; 1,6 W/kg; 1,8 W/kg) folgte die zweite Phase der Präparation. Die einzelnen Messsysteme wurden mit der entsprechenden

Aufnahmesoftware verbunden und die Funktion jeder Ableitung durch einfache Flexions- und Extensionsbewegungen überprüft. Zur Unterstützung der Auswertungssoftware für die kinematische Analyse wurden an genau definierten Körperstellen (vgl. Kap.5.6.1.3, Abb. 22) Markerpunkte mit Hilfe eines zweiseitig haftenden Klebebandes angebracht. Anschließend wurden für weitere Auswertungen und quantitative Vergleiche der EMG – Signale Referenzmessungen (Dauer: je 10 s) für drei verschiedenen Körperpositionen (Absprungstellung – Kniegelenkwinkel ca. 90°, Zehenspitzenstand und freier Stand) vorgenommen.

Bevor das eigentliche Ermüdungsprogramm gestartet wurde, absolvierte die Testperson noch drei Kontroll – Sprungserien ebenfalls im unermüdeten Zustand.

Der praktische Teil des Versuchsablaufs gestaltete sich für alle Versuchspersonen und Testprogramme homogen. Der vorgegebene Bewegungsablauf wurde von dem Probanden solange mit der möglichen maximalen Intensität vollzogen, bis der Testversuch aus hochgradig subjektivem Empfinden sowie erfassbaren objektiven Ermüdungssymptomen bzw. Erschöpfungsmerkmalen abgebrochen werden musste (Muskelschmerz, Leistungsminderung, Konzentrations- und Aufmerksamkeitsminderung, Verschlechterung der psychomotorischen Koordination; vgl. Kap. 3.3.2).

5.5 Untersuchungsparameter

Das Ziel der Untersuchung bestand darin, Veränderungen der intramuskulären Koordination nach lokaler Vorermüdung eines Hauptkinetors aufzuzeigen und die Auswirkung auf die sportliche Leistung zu untersuchen. Die zu erfassenden Parameter lassen sich in zwei Kategorien unterteilen:

- bioelektrische Parameter,
- dynamische und kinematische Parameter.

Methoden der EMG kommen in der Regel dann zum Einsatz, wenn neuromuskuläre Veränderungen im Mittelpunkt des Interesses stehen (GOLLHOFER, 2000). Nach Recherche der vorhandenen Literatur (DIETZ, 1978; BASMAJAN, 1985; BAUERSFELD / VOSS, 1992; SCHOLLE / SCHUHMANN / ANDERS, 1994; CONRAD / BISCHOFF / BENECKE, 1998; GOLLHOFER, 2000) lässt sich eine große Vielzahl von EMG – Parametern aufzeigen.

Aus praktikablen Gründen ist Auswahl der auszuwertenden Parameter auf nachfolgende begrenzt:

- Vorinnervation,
- IEMG,
- Innervationsmuster,
- maximale Amplitude

(STRASS, 1994; FRÖHLICH et al., 2002).

Um Aussagen zur Beurteilung der sportlichen Leistung (Kontrollübung – Sprung) treffen zu können, wurden in Anlehnung an folgende Autoren (BAUERSFELD / VOß, 1992; VOß / WITT, 1998; OLIVIER et al., 2001; SEYFARTH / GÜNTHER / BLICKHAN, 2001) aufgeführte Parameter mit Hilfe des Kurzzeitmesssystems OptoJump in die Untersuchung einbezogen:

- Bodenkontaktzeit (BKZ),
- Flughöhe (FH),
- Flugzeit (FZ).

Zur Darstellung kinematischer Kriterien wurde aufgeführte Parameterauswahl getroffen:

- Hüftgelenkwinkel (HGW)
- Kniegelenkwinkel (KGW)
- Körperschwerpunkt (KSP).

Diese lassen sich mit Hilfe entsprechender Videoanalyseverfahren (MOTIOLYSE, WINanalyse) überprüfen und darstellen.

5.6 Datenerhebung – Datenverarbeitung

5.6.1 Methoden der Datenerhebung

5.6.1.1 *Analyse sporttechnischer Daten*

Bei der Analyse sportlicher Leistungsparameter standen alle Ergebnisse als Sofortinformation zur Verfügung, weshalb die Darstellung der Datenverarbeitung in diesem Kapitel erfolgt.

Sprungtest: Die Bestimmung der Sprunghöhen und Bodenkontaktzeiten erfolgte bei allen Sprungformen anhand des Messsystems OptoJump (Abb. 21). Als OptoJump wird ein optisches Messsystem bezeichnet, mit dessen Hilfe Bodenkontakt- und Flugzeiten ermittelt werden können. Bei einzelnen Sprüngen oder bei Sprungserien kann mit einer Präzisionsleistung von 1/1000 Sekunden gearbeitet werden. Das Gerät besteht aus zwei Balkensystemen (RX – Balken mit Prüf- und Empfangseinheit und TX – Balken mit Übertragungseinheit). Beide Systeme sind mit Lichtschrankenmessapparaturen ausgestattet. Die Daten werden über die Zeitstruktur erfasst und werden mit der zugehörigen Software weitergeleitet und verarbeitet.



Abb. 21: Kurzzeitmesssystem OptoJump (Handbuch OptoJump)

5.6.1.2 *Analyse elektromyographischer Daten*

Zur Erfassung der elektromyographischen Signale wurde ein EMG – System mit 16 Oberflächenelektroden eingesetzt (bipolare Elektrodenkonfiguration). Der Abstand der Elektroden betrug ca. 1,5 cm. Alle EMG – Signale wurden in Abhängigkeit vom jeweiligen Muskel verstärkt, anlog – digital gewandelt, an einen PC weitergeleitet und dort gespeichert. Die Positionierung der Elektroden erfolgte nach den Empfehlungen des **SENIAM projects**

(1999). Zur Erfassung der muskulären Aktivierung wurden in Anlehnung an DELAGI / PEROTTO (1989) bipolare oberflächenmyographische Ableitungen an folgenden Muskeln des rechten Beins und des Rückens vorgenommen:

Tab. 13: Elektrodenanordnung (in Anlehnung an HERMENS et al., 1999; TITTEL, 2000)

➤ REFERENZELEKTRODE ⇒ Elektrodenanordnung: vier Fingerbreiten unterhalb der Tuberositas tibiae und eine Fingerbreite lateral der Tibiakante
➤ M. SOLEUS ⇒ Ursprung: Kopf und proximale ventrale Fläche der Tibia sowie mittleres Drittel des Margo medialis tibiae ⇒ Ansatz: am Calcaneus durch die Achillessehne ⇒ Elektrodenanordnung: distal vom Caput mediale des M. gastrocnemius medial und proximal von der Achillessehne
➤ M. GASTROCNEMIUS LATERALIS ⇒ Ursprung: Epicondylus lateralis femoris ⇒ Ansatz: am Calcaneus durch die Achillessehne ⇒ Elektrodenanordnung: zwischen der Ferse und des Fibulakopf (1/3 unterhalb des Kopfes lateral)
➤ M. GASTROCNEMIUS MEDIALIS ⇒ Ursprung: Epicondylus lateralis femoris ⇒ Ansatz: am Calcaneus durch die Achillessehne ⇒ Elektrodenanordnung: eine Handbreite unterhalb der Kniekehlenfalte auf den medialen Muskelbauch der Wade
➤ M. VASTUS MEDIALIS ⇒ Ursprung: von der Linea intertrochanterica und Linea aspera femoris ⇒ Ansatz: als gemeinsame Sehne mit den übrigen Muskeln des M. quadriceps femoris an der Tuberositas tibiae ⇒ Elektrodenanordnung: oberhalb des Kniegelenks auf der Linie zwischen der spina iliaca und dem Gelenkspalt des mittleren Bandes
➤ M. RECTUS FEMORIS ⇒ Ursprung: Spina iliaca inferior und kranialer Rand des Acetabulum ⇒ Ansatz: als Ligamentum patellae an der Tuberositas tibiae ⇒ Elektrodenanordnung: inmitten des Oberschenkels im Bereich des Mittelpunktes einer Linie vom proximalen Patellarand zur Spina anterior superior
➤ M. VASTUS LATERALIS ⇒ Ursprung: von der Linea intertrochanterica und Linea aspera femoris ⇒ Ansatz: als gemeinsame Sehne mit den übrigen Muskeln des M. quadriceps femoris an der Tuberositas tibiae ⇒ Elektrodenanordnung: auf der ventralen Oberschenkelseite fünf Fingerbreiten proximale der Patella in den lateralen Suprapetellarwulst
➤ M. BICEPS FEMORIS ⇒ Ursprung: Caput longum: Tuber ischiadicum, Caput breve: Hinterfläche des Femur ⇒ Ansatz: am Kopf der Fibula ⇒ Elektrodenanordnung: in der Mitte zwischen der Rauigkeit des Sitzbeinhöcker und dem äußeren Gelenkknorren der Tibia
➤ M. GLUTAEUS MAXIMUS ⇒ Ursprung: an der Fascia thoracolumbalis und der dorsalen Fläche des Lig. sacrotubale ⇒ Ansatz: über den Trochanter major in die Sehne der Fascia lata und der lateralen Lippe der Tuberositas glutea femoris ⇒ Elektrodenanordnung: in der Mitte der Linie zwischen Sakralgelenk und dem Trochanter major
➤ M. ERECTOR SPINAE (M. LONGISSIMUS UND M. ILIOCOSTALIS) ⇒ Ursprung: Sehne des OS sacrum und der dorsale Teil der Crista iliaca, an der Fascia thoracolumbalis ⇒ Ansatz: am Labium externum des Darmbeinkammes, am Processus mastoideus oder Querfortsatz des Atlas, am Processus transversus der

Die Erfassung, Darstellung und Weiterverarbeitung der gewonnenen Daten erfolgte mit dem Systemprogramm DASYLab. Gegenüber anderen EMG – Anwendungsprogrammen ist eine schnellere Messwerterfassung möglich, die zu erfassenden Daten lassen sich sofort graphisch darstellen und die Weiterverarbeitung durch verschiedene Anwendungsapplikationen ist enorm vielfältig. Nach der Aufzeichnung lagen die EMG – Daten in einem DASYLAB eigenem Format vor. Bevor diese weiterverarbeitet werden konnten, wurden die Daten optisch auf Artefakte und Vollständigkeit hin überprüft. In einem nächsten Schritt wurden die auszuwertenden Sprünge aus der Gesamtdatei mit Hilfe des Triggersignals herausgefiltert. Damit der gesamte Sprung mit Vor- und Nachaktivität in die Auswertung einbezogen werden konnte, mussten beim Squat Jump 0,4 s vor und 0,2 s nach dem Lösen der Füße von der Absprungsfläche zugerechnet werden. Für die beiden Drop Jumps wurden jeweils 0,2 s vor der Landung und nach dem Absprung hinzugefügt.

Als nächsten Schritt sind die EMG aller Sprünge mit einem Tiefpassfilter (Butterworth 2. Ordnung; 400 Hz) und einem Hochpassfilter (Butterworth 2. Ordnung; 20 Hz) zur Reduzierung von Artefakten bearbeitet worden. Für die Gruppenanalyse wurde das IEMG als Auswertungskriterium herangezogen. Es erfolgte die Gleichrichtung mit anschließender Integration (Messfrequenz 2000 Hz).

Zur Auswertung der Gruppenanalyse wurden die Sprünge 2 und 3 (vor der Ermüdung), im unermüdeten Zustand (nach der ersten Ermüdungsserie), im teilermüdeten Zustand (nach der Hälfte der absolvierten Ermüdungsserien), im ermüdeten Zustand (am Ende des Ermüdungsprogramms – letzte Ermüdungsserie) und nach dem Ermüdungsprogramm einbezogen.

5.6.1.3 Analyse kinematischer Daten

Zur Unterstützung der Auswertesoftware für die kinematische Analyse (MOTIOLYSE), wurden an genau definierten Körperpunkten des Probanden eigens dafür entwickelte Marker gesetzt. Die Markierungen wurden mit Hilfe von beidseitig haftenden EKG – Kleberingen an den entsprechenden Körperstellen angebracht.

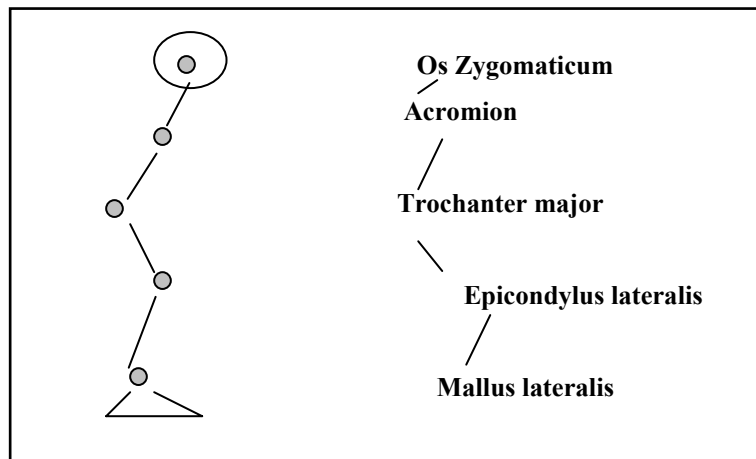


Abb. 22: Markersetzung am Probanden

Die Aufnahme der Videosequenzen erfolgte mit dem digitalen Kamerasystem Canon XL 1. Auf Grund der Frequenz von 50 Hz war es möglich den Bewegungsablauf in der anschließenden Analyse detailliert nachzuvollziehen. Somit konnte eine präzise Auswertung gewährleistet werden. Zur Weiterverarbeitung der aufgenommenen Sequenzen wurde das System DIVAS 2.0 eingesetzt. Dieses Messsystem ermöglicht die Aufzeichnung analoger Messsignale synchron zu Videosequenzen. Das Gerät beinhaltet eine „Capture Card“, die eine Digitalisierung entsprechender Signale gestattet. Neben der „Capture Card“ umfasst DiVAS 2.0 noch weitere Komponenten. Das Programm Motiolyse ermöglicht die Darstellung und Auswertung kinematischer Daten wie Beschleunigungs-, Geschwindigkeits- und Winkelverläufe. Um die digitalisierten Sequenzen bearbeiten zu können, war die Erstellung eines Bewegungsmodells notwendig. Mit Hilfe dieses Modells war es möglich den gesamten Bewegungsablauf sowie einzelne Teilbewegungen darzustellen, die Parameter HGW, KGW und KSP zu erfassen und zu interpretieren.

5.6.2 Methoden der Datenverarbeitung

Vorbemerkung: Die Verarbeitung der Messdaten erfolgte mit Hilfe folgender Software: DASYLab 6.0, DIVAS 2.0, MS Excel 98, 2000, MOTIOLYSE, SPSS 11.5.

Die Auswertung der Ergebnisse beinhaltet sowohl Verfahren der deskriptiven als auch analytischen Statistik. Die deskriptive Statistik umfasst arithmetische Mittel (X_M), Standardabweichung (σ_s), Variationskoeffizient (v) und Spannweite (R). Die statistischen Berechnungen erfolgten in Anlehnung an BÖS (1986, 2000), FLEISCHER (1988), WILLIMCZIK (1983, 1993), BLICKHAN (1995) und KESEL / JUNGE / NACHTIGALL (2000).

Um Aussagen zur schließenden Statistik zu treffen, ist der KOLMOGOROV – SMIRNOV – Test neben dem DAVID et al. – Test ein zuverlässiges Verfahren, zu überprüfen, ob eine Stichprobe aus einer vorgegebenen Verteilung stammt (KESEL / JUNGE / NACHTIGALL, 2000; BAMBERGER, 2000). Dabei kann es sich um eine Gleich, Normal – oder Poisson – Verteilung handeln (BAMBERGER, 2000). Das KOLMOGOROV – SMIRNOV – Z wird aus der größten Differenz (in Absolutwerten) zwischen beobachteten und theoretischen kumulativen Verteilungsfunktionen berechnet. Mit diesem Test für die Güte der Anpassung wird überprüft, ob die Beobachtung wahrscheinlich aus der angegebenen Verteilung stammt. Für Stichproben, deren Umfang ≤ 30 beträgt, gewährt der Test größte Zuverlässigkeit. Beide statistischen Verfahren wurden zur Überprüfung und Absicherung der aufgenommenen Daten für die weitere Interpretation der Untersuchungsergebnisse angewandt. Des Weiteren wurde Wilcoxon – Test in die statistische Auswertung einbezogen. Dieser Test kommt als Prüfverfahren für abhängige Stichproben zur Anwendung, wenn für die Differenzen der Messwertpaare keine Normalverteilung vorliegt oder über die Verteilung nichts bekannt ist. Als parameterfreies Verfahren fungiert er als Gegenstück zum parametrischen T – Test für korrelierende Stichproben (WILLIMCZIK, 1986; 1993). Hinterfragt wird, ob Veränderungen eines Merkmals signifikant sind oder nicht. Zur Signifikanzprüfung werden Rangsummen über die Differenz zweier abhängiger Messungen gebildet (BÖS, 1986). Das Signifikanzniveau dieses Tests ist so definiert, dass alle möglichen linearen Kombinationen von Gruppenmittelwerten getestet werden können und nicht nur paarweise Vergleiche möglich sind. Ob sich ein Parameter signifikant verändert, wurde mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit von $p \leq 0,05$ geprüft.

Der T – Test bei gepaarten Stichproben prüft, ob zwei zusammenhängende Stichproben aus Populationen mit demselben Mittelwert stammen (BAMBERGER, 2000). Mit der Prozedur "T – Test bei gepaarten Stichproben" werden die Mittelwerte zweier Variablen für eine einzelne Gruppe verglichen. Bei diesem Test werden für jeden Fall die Differenzen zwischen den Werten der zwei Variablen berechnet und überprüft, ob der Durchschnitt von 0 abweicht. Um weitere Aussagen treffen zu können, wurde der Post – Hoc – Test für Mehrfachvergleiche als statistisches Verfahren verwendet. Mit Hilfe des Post – Hoc – Spannweiten – Tests und paarweisen multiplen Vergleichen können festgestellte Differenzen zwischen den Mittelwerten untersucht und verdeutlicht werden. Die Vergleiche werden auf der Basis von nicht korrigierten Werten vorgenommen. Als gesondertes Verfahren kommt hier der Scheffé – Test zum Einsatz. Exemplarisch sind die angewandten Testverfahren für den Leistungsparameter Flughöhe (Ermüdungsprogramm 1) nachfolgend dargestellt.

Tab. 14: KOLMOGOROV – SMIRNOV – Anpassungstest (Flughöhen – Programm 1)

		MW (Anfang)	MW (Ende)
N		14	14
Parameter der Normalverteilung(a,b)	Mittelwert	29,143	27,164
	Standardabweichung	4,6218	5,1259
extremste Differenzen	absolut	,152	,149
	positiv	,152	,149
	negativ	-,114	-,077
Kolmogorov – Smirnov – Z		,570	,558
asymptotische Signifikanz (2 – seitig)		,902	,914

Tab. 15: Statistik bei gepaarten Stichproben (Flughöhen – Programm 1)

		Mittelwert	N	Standard-abweichung	Standard-fehler des Mittelwertes
Paaren 1	MW (Anfang)	29,143	14	4,6218	1,2352
	MW (Ende)	27,164	14	5,1259	1,3700

Tab. 16: Korrelationen bei gepaarten Stichproben (Flughöhen – Programm 1)

		N	Korrelation	Signifikanz
Paaren 1	MW (Anfang) & MW (Ende)	14	,966	,000

Tab. 17: T – Test bei gepaarten Stichproben (Flughöhen – Programm 1)

		gepaarte Differenzen				T	df	Sig. (2 – seitig)
		Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes	95% Konfidenzintervall der Differenz untere obere			
Paaren 1	MW (Anfang) – MW (Ende)	1,979	1,3667	,3653	1,189 2,768	5,417	13	,000

Tab. 18: Scheffé – Prozedur (Post – Hoc – Tests – Mehrfachvergleiche)

abhängige Variable	(I) Programm	(J) Programm	mittlere Differenz (I – J)	Standardfehler	Signifikanz	95% - Konfidenzintervall	
						Untergrenze	Obergrenze
MW (Anfang)	1	2	-,307	1,9124	,999	-5,833	5,218
		3	,064	1,9124	1,000	-5,461	5,590
		4	1,357	1,9124	,918	-4,168	6,883
	2	1	,307	1,9124	,999	-5,218	5,833
		3	,371	1,9124	,998	-5,154	5,897
		4	1,664	1,9124	,859	-3,861	7,190
	3	1	-,064	1,9124	1,000	-5,590	5,461
		2	-,371	1,9124	,998	-5,897	5,154
		4	1,293	1,9124	,928	-4,233	6,818
	4	1	-1,357	1,9124	,918	-6,883	4,168
		2	-1,664	1,9124	,859	-7,190	3,861
		3	-1,293	1,9124	,928	-6,818	4,233
MW (Ende)	1	2	1,257	1,8988	,932	-4,229	6,743
		3	,386	1,8988	,998	-5,100	5,872
		4	3,929	1,8988	,245	-1,557	9,415
	2	1	-1,257	1,8988	,932	-6,743	4,229
		3	-,871	1,8988	,976	-6,357	4,615
		4	2,671	1,8988	,581	-2,815	8,157
	3	1	-,386	1,8988	,998	-5,872	5,100
		2	,871	1,8988	,976	-4,615	6,357
		4	3,543	1,8988	,334	-1,943	9,029
	4	1	-3,929	1,8988	,245	-9,415	1,557
		2	-2,671	1,8988	,581	-8,157	2,815
		3	-3,543	1,8988	,334	-9,029	1,943

6 **UNTERSUCHUNGSERGEBNISSE**

Vorbemerkung: Die Darstellung und Interpretation der Untersuchungsergebnisse orientiert sich an drei übergeordneten Themenbereichen, die sich folgendermaßen aufgliedern lassen:

UNTERSUCHUNGSERGEBNISSE UND INTERPRETATION

- **Kap. 6.1 Ergebnisse sportlicher Leistungsparameter**
- **Kap. 6.2 Ergebnisse elektromyographischer Parameter**
- **Kap. 6.3 Ergebnisse kinematischer Parameter**

*Die Subkapitel gliedern sich in die Abschnitte I) **Darstellung** und II) **Analyse**. Die Darstellung der Daten erfolgt in graphischer und tabellarischer Form. Abgebildete EMG – Muster, Winkelverläufe dienen der Veranschaulichung und haben exemplarischen Charakter. Inhaltliche Aspekte werden in der Interpretation dargestellt und erörtert.*

6.1 Ergebnisse sportlicher Leistungsparameter

I) Darstellung: Im nachfolgenden sind die Leistungsparameter Bodenkontaktzeit (BKZ), Flughöhe (FH) und Flugzeit (FZ) aller Probanden im Gruppenüberblick dargestellt (Abb. 20, 22, 24). Die graphische Darstellung umfasst ausgesuchte Sprungserien, die sich durch den Grad der Ermüdung (unermüdet / teilermüdet / ermüdet) unterscheiden. Detailliertere Aussagen zum Verhalten der Leistungsparameter bei differenten Ermüdungsprogrammen lassen sich durch die Abb. 21 a – d, Abb. 23 a – d und Abb. 25 a – d verdeutlichen. Die Parameter Bodenkontaktzeit, Flughöhe und Flugzeit wurden mit dem Messsystem OptoJump erfasst. Aus Gründen des Verständnisses und der Übersichtlichkeit wurde das arithmetische Mittel als Darstellungsform der Daten gewählt.

Die statistische Absicherung erfolgte durch den KOLMOGOROW – SMIRNOV – Anpassungstest (Normalverteilung), T – Test bei gepaarten Stichproben (Mittelwertsvergleich), ONE – Way – ANOVA (Mittelwertsvergleich) und POST – HOC – Test (Mehrfachvergleiche).

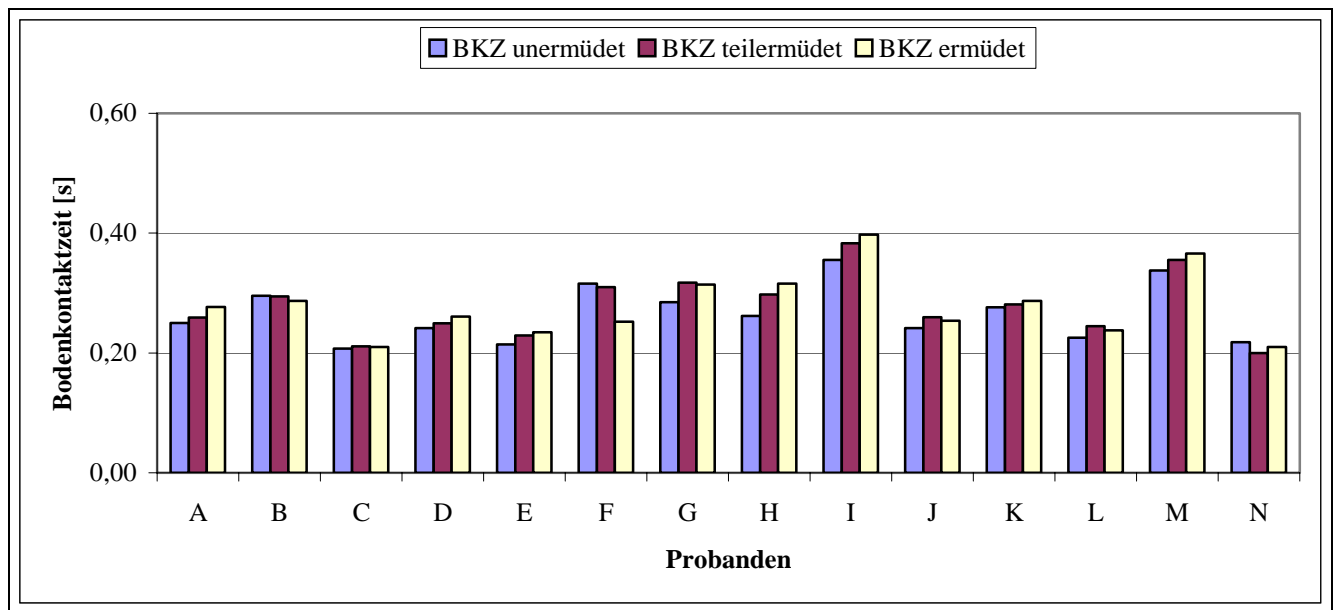


Abb. 23: Graphische Darstellung BKZ für alle Probanden – BKZ unermüdet / teilermüdet / ermüdet (Bezug: arithmetische Mittel der Sprungserien)

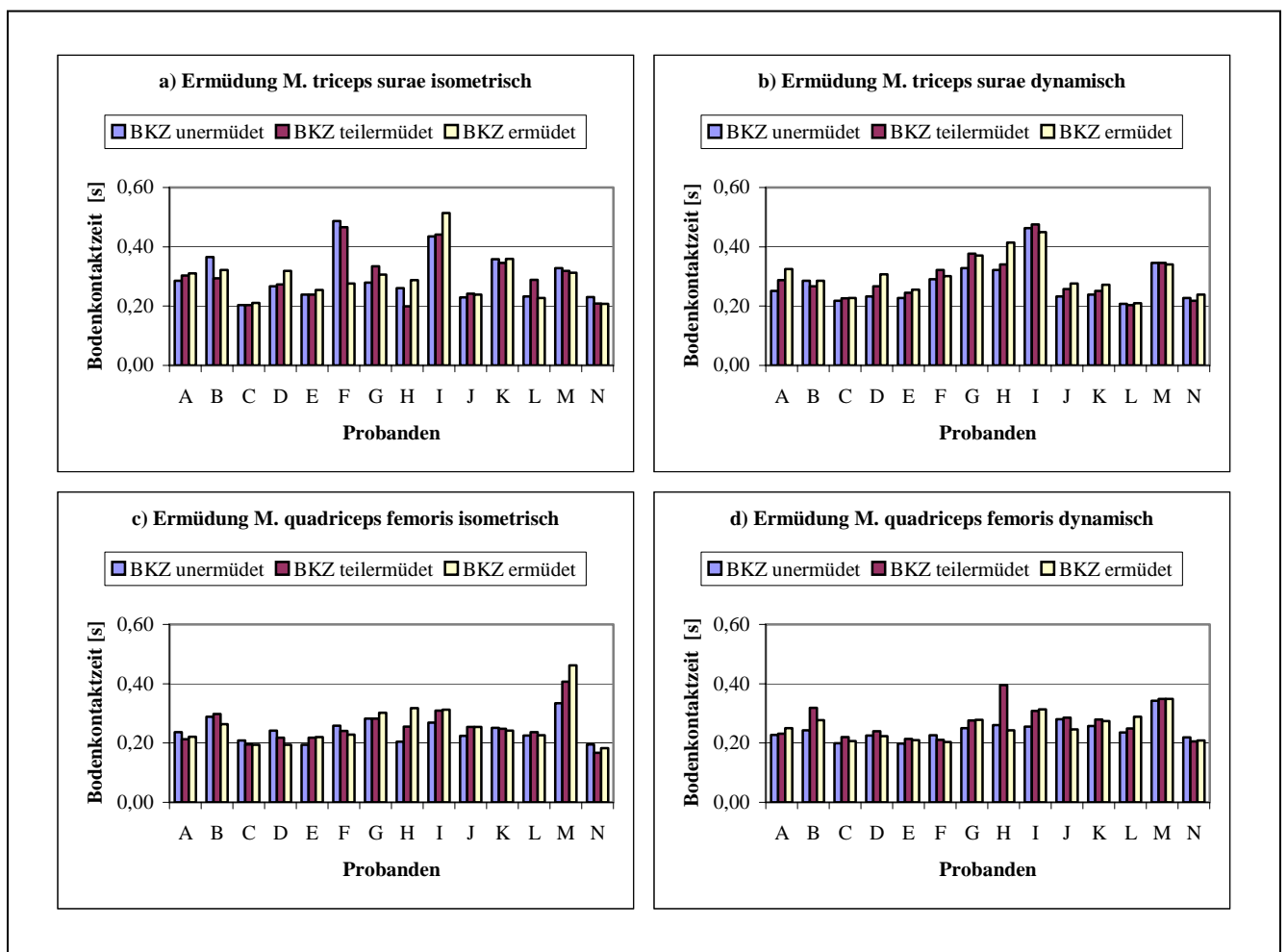


Abb. 24 a – d: Darstellung der BKZ bei differenten Ermüdungsprogrammen – BKZ unermüdet / teilermüdet / ermüdet (Bezug: arithmetische Mittel der Sprungserien)

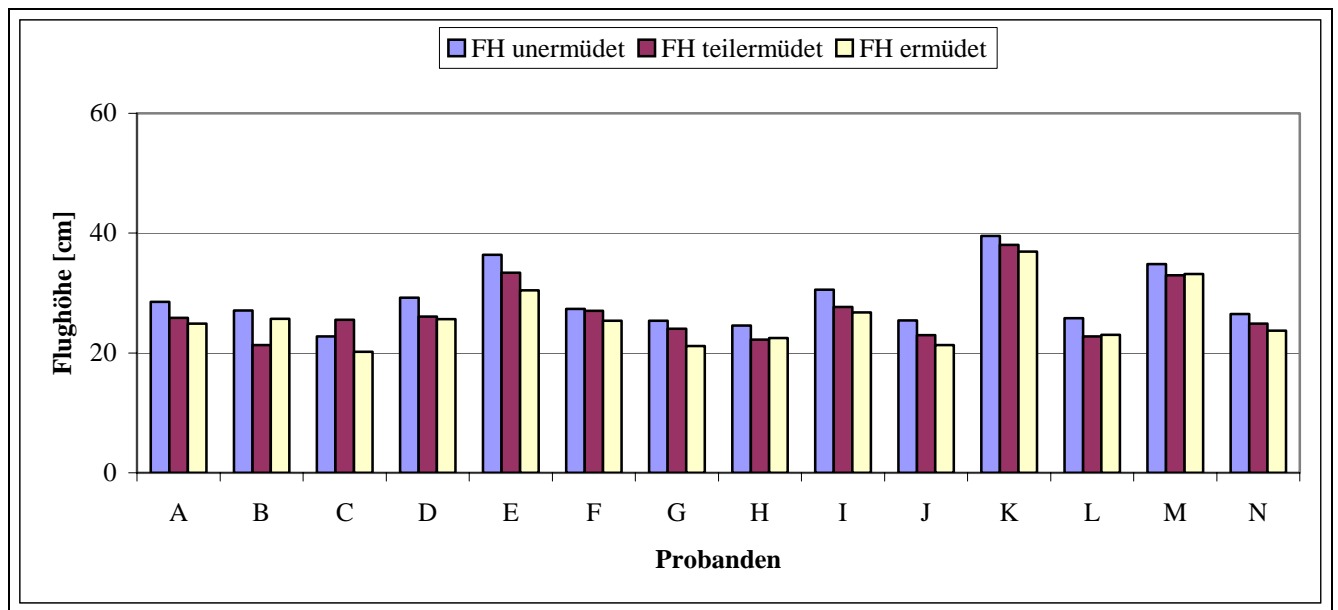


Abb. 25: Graphische Darstellung FH für alle Probanden – FH unermüdet / teilermüdet / ermüdet (Bezug: arithmetische Mittel der Sprungserien)

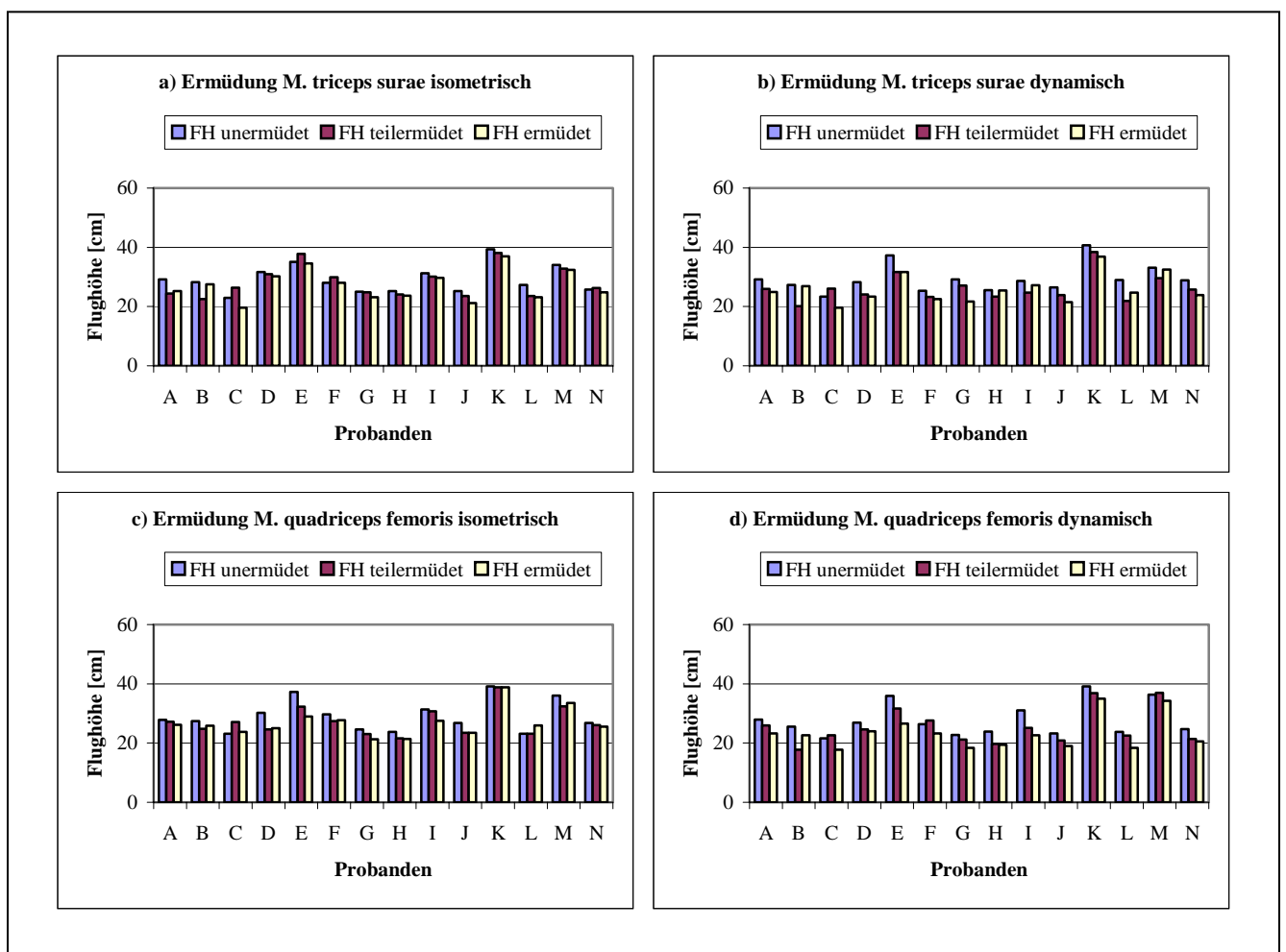


Abb. 26 a – d: Darstellung der FH bei differenten Ermüdungsprogrammen – FH unermüdet / teilermüdet / ermüdet (Bezug: arithmetische Mittel der Sprungserien)

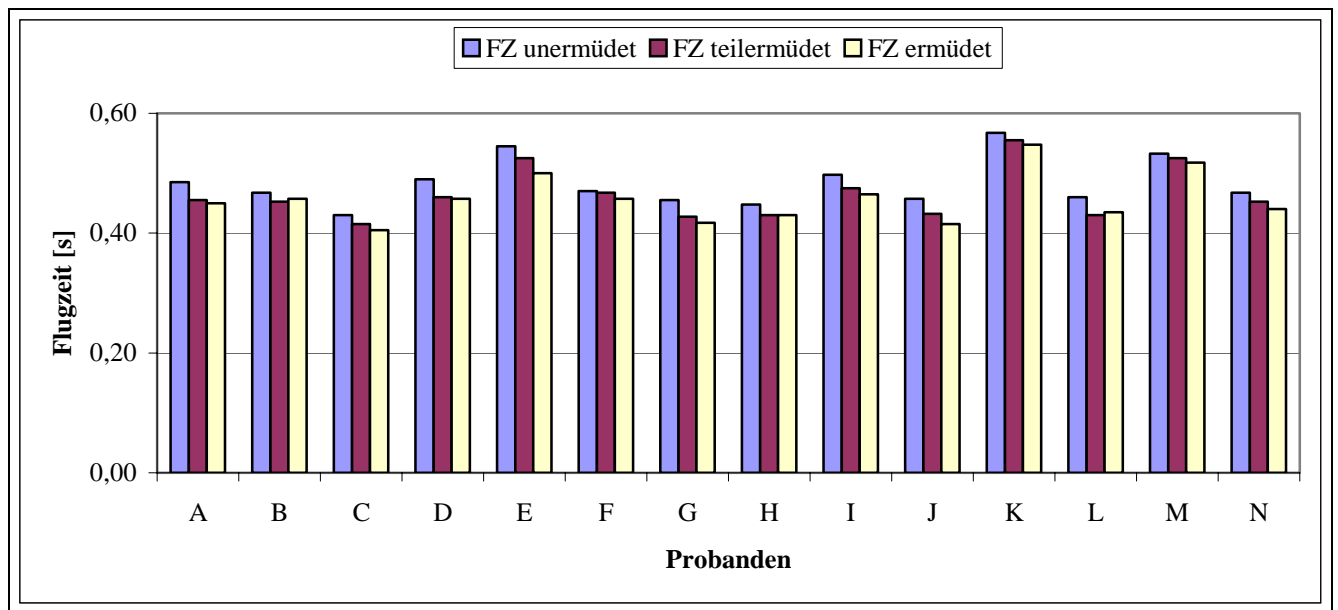


Abb. 27: Graphische Darstellung FZ für alle Probanden – FZ unermüdet / teilermüdet / ermüdet (Bezug: arithmetische Mittel der Sprungserien)

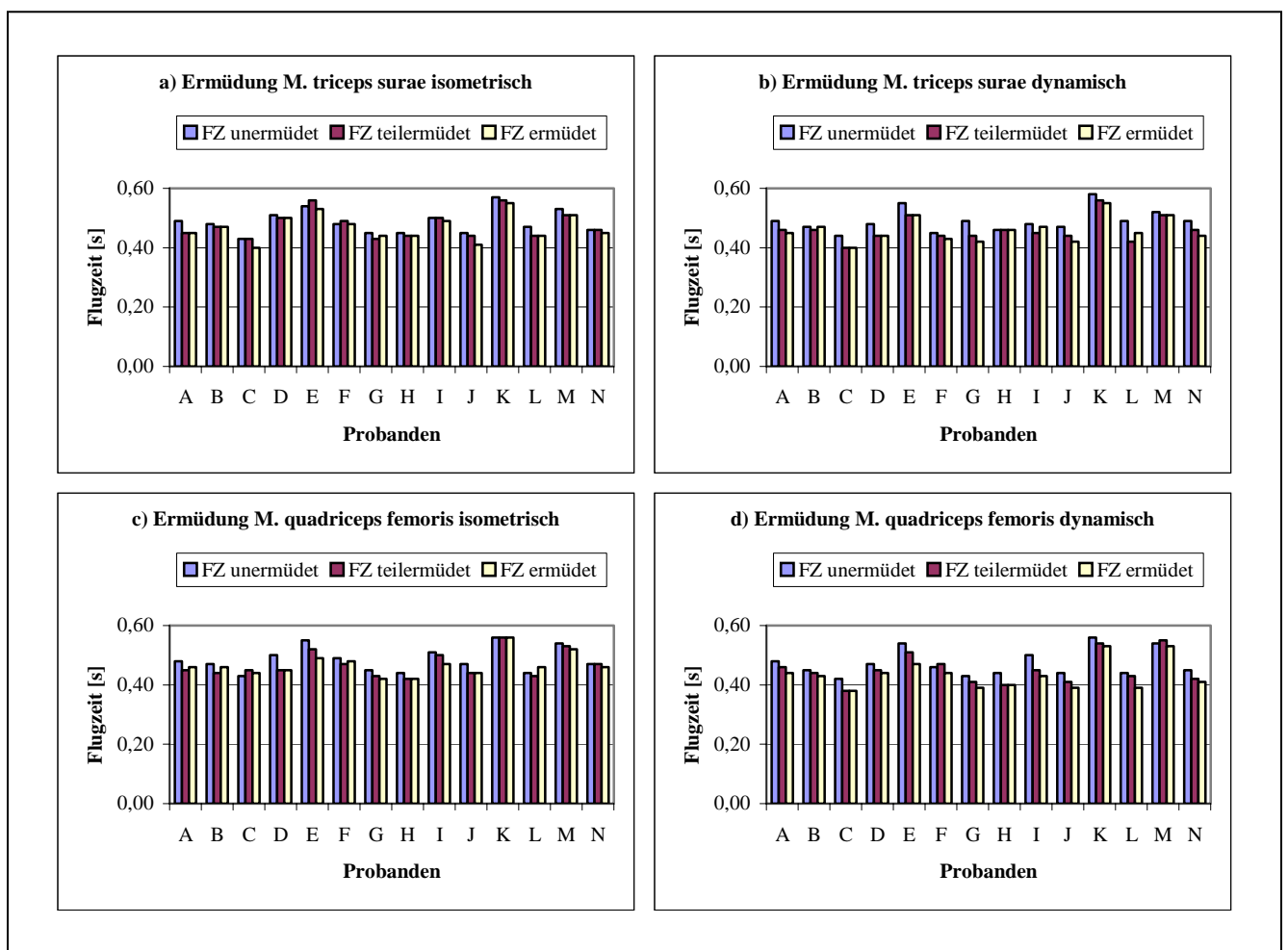


Abb. 28 a – d: Darstellung der FZ bei differenten Ermüdungsprogrammen – FZ unermüdet / teilermüdet / ermüdet (Bezug: arithmetische Mittel der Sprungserien)

Die Tabellen 19 – 25 und Abbildungen 26 – 31 geben Auskunft über das Verhalten ausgewählter Leistungsparameter (BKZ, FH, FZ) bei differenten Programmen lokaler muskulärer Ermüdung der unteren Extremitäten.

Die Bewertung und Interpretation der sportlichen Leistungsparameter erfolgte in Anlehnung an BAUERSFELD / VOß (1992).

Normwertorientierung: 18,8 % = starker Leistungsverlust bzw. Leistungszuwachs
(vgl. BAUERSFELD / VOß 1992, S. 35 f.)

Bewertungsmaßstab:

- | | |
|------------------|---|
| ➤ > 15,1 % | ... starker Leistungsverlust (LV) bzw. Leistungszuwachs (LZ) |
| ➤ 7,6 % - 15,0 % | ... mäßiger Leistungsverlust (LV) bzw. Leistungszuwachs (LZ) |
| ➤ 0,1 % - 7,5 % | ... geringer Leistungsverlust (LV) bzw. Leistungszuwachs (LZ) |
| ➤ 0 % | ... kein Leistungsverlust (LV) bzw. Leistungszuwachs (LZ) |

Die Beurteilung der Leistungsveränderung erfolgte aus der Summation von Leistungsverlust und Leistungszuwachs (Bsp.: Bodenkontaktzeit / Programm 1 – geringer Leistungsverlust (28,7 %) + geringer Leistungszuwachs (14,2 %) = geringe Leistungsveränderung (42,9 %)). Die Prozentwerte wurden auf ein Zehntel gerundet (\Rightarrow 14 Vpn. = 100 %).

Die statistischen Daten (Gruppenmittelwerte, Standardabweichungen und Signifikanzen) für differente Ermüdungsprogramme sind in den Tabellen 26 – 28 und graphisch durch die Abbildungen 32 – 34 veranschaulicht.

Tab. 19: Beurteilung der Leistungsparameter bei Ermüdungsprogramm 1 – M. triceps surae isometrisch (Bezug: arithmetische Mittel der ersten und letzten Sprungserie)

Proband	Differenz BKZ [s / %]	Inter-pretation	Differenz FH [cm / %]	Inter-pretation	Differenz FZ [s / %]	Inter-pretation
A	0,025 / 8,8	ANSTIEG ⇒ MÄßIGER LV	4,0 / 13,7	ABNAHME ⇒ MÄßIGER LV	0,040 / 8,2	ABNAHME ⇒ MÄßIGER LV
B	0,043 / 11,8	ABNAHME ⇒ MÄßIGER LZ	0,7 / 2,5	ABNAHME ⇒ GERINGER LV	0,010 / 2,1	ABNAHME ⇒ GERINGER LV
C	0,008 / 3,9	ANSTIEG ⇒ GERINGER LV	3,3 / 14,4	ABNAHME ⇒ MÄßIGER LV	0,030 / 7,0	ABNAHME ⇒ GERINGER LV
D	0,052 / 19,5	ANSTIEG ⇒ STARKER LV	1,5 / 4,7	ABNAHME ⇒ GERINGER LV	0,010 / 2,0	ABNAHME ⇒ GERINGER LV
E	0,015 / 6,3	ANSTIEG ⇒ GERINGER LV	0,5 / 1,4	ABNAHME ⇒ GERINGER LV	0,000 / 1,9	ABNAHME ⇒ GERINGER LV
F	0,211 / 43,3	ABNAHME ⇒ STARKER LZ	0,0 / 0,0	STAGNATION ⇒ KEIN LV BZW. LZ	0,010 / 0,0	STAGNATION ⇒ KEIN LV BZW. LZ
G	0,027 / 9,7	ANSTIEG ⇒ MÄßIGER LV	1,8 / 7,2	ABNAHME ⇒ GERINGER LV	0,010 / 2,2	ABNAHME ⇒ GERINGER LV
H	0,027 / 10,3	ANSTIEG ⇒ MÄßIGER LV	1,5 / 6,0	ABNAHME ⇒ GERINGER LV	0,010 / 2,2	ABNAHME ⇒ GERINGER LV
I	0,079 / 18,2	ANSTIEG ⇒ STARKER LV	1,5 / 4,8	ABNAHME ⇒ GERINGER LV	0,040 / 2,0	ABNAHME ⇒ GERINGER LV
J	0,010 / 4,4	ANSTIEG ⇒ GERINGER LV	4,0 / 15,9	ABNAHME ⇒ STARKER LV	0,040 / 8,9	ABNAHME ⇒ MÄßIGER LV
K	0,001 / 0,3	ANSTIEG ⇒ GERINGER LV	2,3 / 5,9	ABNAHME ⇒ GERINGER LV	0,020 / 3,5	ABNAHME ⇒ GERINGER LV
L	0,006 / 2,6	ABNAHME ⇒ GERINGER LZ	4,1 / 15,0	ABNAHME ⇒ MÄßIGER LV	0,030 / 6,4	ABNAHME ⇒ GERINGER LV
M	0,016 / 4,9	ABNAHME ⇒ GERINGER LZ	1,6 / 4,7	ABNAHME ⇒ GERINGER LV	0,020 / 3,8	ABNAHME ⇒ GERINGER LV
N	0,022 / 9,6	ABNAHME ⇒ MÄßIGER LZ	0,9 / 3,5	ABNAHME ⇒ GERINGER LV	0,010 / 2,2	ABNAHME ⇒ GERINGER LV

Tab. 20: Beurteilung der Leistungsparameter bei Ermüdungsprogramm 2 – M. triceps surae dynamisch (Bezug: arithmetische Mittel der ersten und letzten Sprungserie)

Proband	Differenz BKZ [s / %]	Interpretation	Differenz FH [cm / %]	Interpretation	Differenz FZ [s / %]	Interpretation
A	0,074 / 29,5	ABNAHME ⇒ STARKER LZ	4,3 / 14,7	ABNAHME ⇒ MÄßIGER LV	0,040 / 8,2	ABNAHME ⇒ MÄßIGER LV
B	0,000 / 0,00	STAGNATION ⇒ KEIN LV BZW. LZ	0,4 / 1,5	ABNAHME ⇒ GERINGER LV	0,000 / 0,0	ABNAHME ⇒ KEIN LV BZW. LZ
C	0,009 / 4,1	ANSTIEG ⇒ GERINGER LV	3,8 / 16,2	ABNAHME ⇒ STARKER LV	0,040 / 9,1	ABNAHME ⇒ MÄßIGER LV
D	0,074 / 31,8	ANSTIEG ⇒ STARKER LV	4,8 / 17,0	ABNAHME ⇒ STARKER LV	0,040 / 8,3	ABNAHME ⇒ MÄßIGER LV
E	0,028 / 12,3	ANSTIEG ⇒ MÄßIGER LV	5,6 / 15,0	ABNAHME ⇒ MÄßIGER LV	0,040 / 7,3	ABNAHME ⇒ GERINGER LV
F	0,010 / 3,4	ANSTIEG ⇒ GERINGER LV	2,8 / 11,1	ABNAHME ⇒ MÄßIGER LV	0,020 / 4,4	ABNAHME ⇒ GERINGER LV
G	0,043 / 13,1	ANSTIEG ⇒ MÄßIGER LV	7,5 / 25,7	ABNAHME ⇒ STARKER LV	0,070 / 14,3	ABNAHME ⇒ MÄßIGER LV
H	0,092 / 28,6	ANSTIEG ⇒ STARKER LV	0,1 / 0,4	ABNAHME ⇒ GERINGER LV	0,000 / 0,0	STAGNATION ⇒ KEIN LV BZW. LZ
I	0,013 / 2,8	ABNAHME ⇒ GERINGER LZ	1,5 / 5,2	ABNAHME ⇒ GERINGER LV	0,010 / 2,1	ABNAHME ⇒ GERINGER LV
J	0,043 / 18,5	ANSTIEG ⇒ STARKER LV	5,0 / 18,9	ABNAHME ⇒ STARKER LV	0,050 / 10,6	ABNAHME ⇒ MÄßIGER LV
K	0,033 / 13,8	ANSTIEG ⇒ MÄßIGER LV	3,9 / 9,6	ABNAHME ⇒ MÄßIGER LV	0,030 / 5,2	ABNAHME ⇒ GERINGER LV
L	0,002 / 1,0	ANSTIEG ⇒ GERINGER LV	4,3 / 14,8	ABNAHME ⇒ MÄßIGER LV	0,040 / 8,2	ABNAHME ⇒ MÄßIGER LV
M	0,006 / 1,7	ABNAHME ⇒ GERINGER LZ	0,6 / 1,8	ABNAHME ⇒ GERINGER LV	0,010 / 1,9	ABNAHME ⇒ GERINGER LV
N	0,012 / 5,3	ANSTIEG ⇒ GERINGER LV	5,0 / 17,3	ABNAHME ⇒ STARKER LV	0,050 / 10,2	ABNAHME ⇒ MÄßIGER LV

Tab. 21: Beurteilung der Leistungsparameter bei Ermüdungsprogramm 3 – M. quadriceps femoris isometrisch (Bezug: arithmetische Mittel der ersten und letzten Sprungserie)

Proband	Differenz BKZ [s / %]	Inter-pretation	Differenz FH [cm / %]	Inter-pretation	Differenz FZ [s / %]	Inter-pretation
A	0,016 / 6,8	ABNAHME ⇒ GERINGER LZ	1,6 / 5,8	ABNAHME ⇒ GERINGER LV	0,020 / 4,2	ABNAHME ⇒ GERINGER LV
B	0,025 / 8,7	ABNAHME ⇒ MÄßIGER LZ	1,6 / 5,8	ABNAHME ⇒ GERINGER LV	0,010 / 2,1	ABNAHME ⇒ GERINGER LV
C	0,015 / 7,2	ABNAHME ⇒ GERINGER LZ	0,7 / 3,0	ANSTIEG ⇒ GERINGER LZ	0,010 / 2,3	ANSTIEG ⇒ GERINGER LZ
D	0,048 / 19,8	ABNAHME ⇒ STARKER LZ	5,2 / 17,2	ABNAHME ⇒ STARKER LV	0,050 / 10,0	ABNAHME ⇒ MÄßIGER LV
E	0,026 / 13,4	ANSTIEG ⇒ MÄßIGER LV	8,3 / 22,3	ABNAHME ⇒ STARKER LV	0,060 / 10,9	ABNAHME ⇒ MÄßIGER LV
F	0,030 / 11,6	ABNAHME ⇒ MÄßIGER LZ	2,0 / 6,7	ABNAHME ⇒ GERINGER LV	0,010 / 2,0	ABNAHME ⇒ GERINGER LV
G	0,020 / 7,1	ANSTIEG ⇒ GERINGER LV	3,3 / 13,4	ABNAHME ⇒ MÄßIGER LV	0,030 / 6,7	ABNAHME ⇒ GERINGER LV
H	0,114 / 55,9	ANSTIEG ⇒ STARKER LV	2,4 / 10,1	ABNAHME ⇒ MÄßIGER LV	0,020 / 4,5	ABNAHME ⇒ GERINGER LV
I	0,043 / 16,0	ANSTIEG ⇒ STARKER LV	3,9 / 12,4	ABNAHME ⇒ MÄßIGER LV	0,040 / 7,8	ABNAHME ⇒ MÄßIGER LV
J	0,030 / 13,4	ANSTIEG ⇒ MÄßIGER LV	3,3 / 12,3	ABNAHME ⇒ MÄßIGER LV	0,030 / 6,4	ABNAHME ⇒ GERINGER LV
K	0,009 / 3,6	ABNAHME ⇒ GERINGER LZ	0,3 / 0,8	ABNAHME ⇒ GERINGER LV	0,000 / 0,0	STAGNATION ⇒ KEIN LV BZW. LZ
L	0,001 / 0,4	ANSTIEG ⇒ GERINGER LV	2,8 / 12,1	ANSTIEG ⇒ MÄßIGER LZ	0,020 / 4,5	ANSTIEG ⇒ GERINGER LZ
M	0,128 / 38,3	ANSTIEG ⇒ STARKER LV	2,5 / 6,9	ABNAHME ⇒ GERINGER LV	0,020 / 3,7	ABNAHME ⇒ GERINGER LV
N	0,012 / 6,2	ABNAHME ⇒ GERINGER LZ	1,3 / 4,9	ABNAHME ⇒ GERINGER LV	0,010 / 2,1	ABNAHME ⇒ GERINGER LV

Tab. 22: Beurteilung der Leistungsparameter bei Ermüdungsprogramm 4 – M. quadriceps femoris dynamisch (Bezug: arithmetische Mittel der ersten und letzten Sprungserie)

Proband	Differenz BKZ [s / %]	Interpretation	Differenz FH [cm / %]	Interpretation	Differenz FZ [s / %]	Interpretation
A	0,023 / 10,1	ANSTIEG ⇒ MÄBIGER LV	4,6 / 16,6	ABNAHME ⇒ STARKER LV	0,040 / 8,3	ABNAHME ⇒ MÄBIGER LV
B	0,034 / 14,0	ANSTIEG ⇒ MÄBIGER LV	2,9 / 11,4	ABNAHME ⇒ MÄBIGER LV	0,020 / 4,4	ABNAHME ⇒ GERINGER LV
C	0,008 / 4,0	ANSTIEG ⇒ GERINGER LV	3,8 / 17,6	ABNAHME ⇒ STARKER LV	0,040 / 9,5	ABNAHME ⇒ MÄBIGER LV
D	0,002 / 0,9	ABNAHME ⇒ GERINGER LZ	2,9 / 10,8	ABNAHME ⇒ MÄBIGER LV	0,030 / 6,6	ABNAHME ⇒ GERINGER LV
E	0,012 / 6,1	ANSTIEG ⇒ GERINGER LV	9,3 / 25,9	ABNAHME ⇒ STARKER LV	0,070 / 13,0	ABNAHME ⇒ MÄBIGER LV
F	0,023 / 10,2	ABNAHME ⇒ MÄBIGER LZ	3,1 / 11,7	ABNAHME ⇒ MÄBIGER LV	0,020 / 4,3	ABNAHME ⇒ GERINGER LV
G	0,028 / 11,2	ANSTIEG ⇒ MÄBIGER LV	4,3 / 18,9	ABNAHME ⇒ STARKER LV	0,040 / 9,3	ABNAHME ⇒ MÄBIGER LV
H	0,018 / 6,9	ABNAHME ⇒ GERINGER LZ	4,5 / 18,8	ABNAHME ⇒ STARKER LV	0,040 / 9,1	ABNAHME ⇒ MÄBIGER LV
I	0,058 / 22,7	ANSTIEG ⇒ STARKER LV	8,4 / 27,1	ABNAHME ⇒ STARKER LV	0,070 / 14,0	ABNAHME ⇒ MÄBIGER LV
J	0,034 / 12,1	ABNAHME ⇒ MÄBIGER LZ	4,3 / 18,5	ABNAHME ⇒ STARKER LV	0,050 / 11,4	ABNAHME ⇒ MÄBIGER LV
K	0,017 / 6,6	ANSTIEG ⇒ GERINGER LV	4,1 / 10,5	ABNAHME ⇒ MÄBIGER LV	0,030 / 5,4	ABNAHME ⇒ GERINGER LV
L	0,053 / 22,5	ANSTIEG ⇒ STARKER LV	5,4 / 22,7	ABNAHME ⇒ STARKER LV	0,050 / 11,4	ABNAHME ⇒ MÄBIGER LV
M	0,006 / 1,7	ANSTIEG ⇒ GERINGER LV	2,0 / 5,5	ABNAHME ⇒ GERINGER LV	0,010 / 1,9	ABNAHME ⇒ GERINGER LV
N	0,010 / 4,6	ABNAHME ⇒ GERINGER LZ	4,1 / 16,6	ABNAHME ⇒ STARKER LV	0,040 / 8,9	ABNAHME ⇒ MÄBIGER LV

Tab. 23: Verhalten Leistungsparameter BKZ (n =14)

	BKZ Programm 1	BKZ Programm 2	BKZ Programm 3	BKZ Programm 4	BKZ zusammen- gefasst
STARKER LEISTUNGSVERLUST	14,2 %	21,5 %	21,5 %	14,2 %	17,9 %
MÄßIGER LEISTUNGSVERLUST	21,6 %	21,5 %	14,2 %	21,5 %	19,6 %
GERINGER LEISTUNGSVERLUST	28,7 %	28,6 %	14,2 %	28,6 %	25,0 %
KEIN LEISTUNGSVERLUST / -ZUWACHS	/	7,1 %	/	/	1,8 %
GERINGER LEISTUNGSZUWACHS	14,2 %	14,2 %	28,6 %	21,5 %	19,6 %
MÄßIGER LEISTUNGSZUWACHS	14,2 %	7,1 %	14,2 %	14,2 %	12,5 %
STARKER LEISTUNGSZUWACHS	7,1 %	/	7,1 %	/	3,6 %
KEINE LEISTUNGSVERÄNDERUNG	0,0 %	7,1 %	0,0 %	0,0 %	1,8 %
GERINGE LEISTUNGSVERÄNDERUNG	42,9 %	42,9 %	42,8 %	50,1 %	44,6 %
MÄßIGE LEISTUNGSVERÄNDERUNG	35,7 %	28,5 %	28,6 %	35,7 %	32,1 %
STARKE LEISTUNGSVERÄNDERUNG	21,4 %	21,5 %	28,6 %	14,2 %	21,5 %

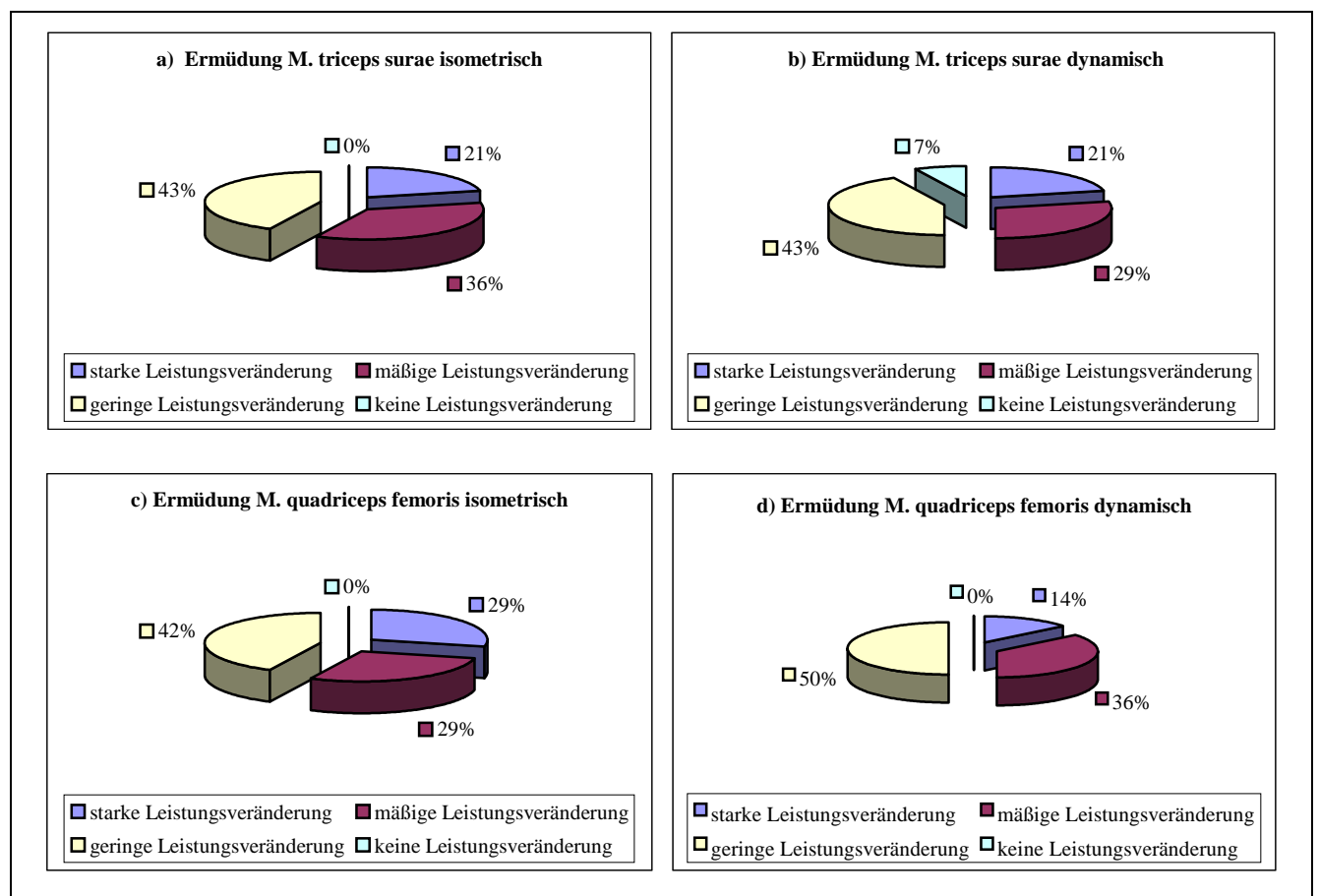


Abb. 29 a – d: Darstellung der prozentualen Verteilung der Leistungsänderung bezüglich der BKZ bei differenten Ermüdungsprogrammen (n = 14)

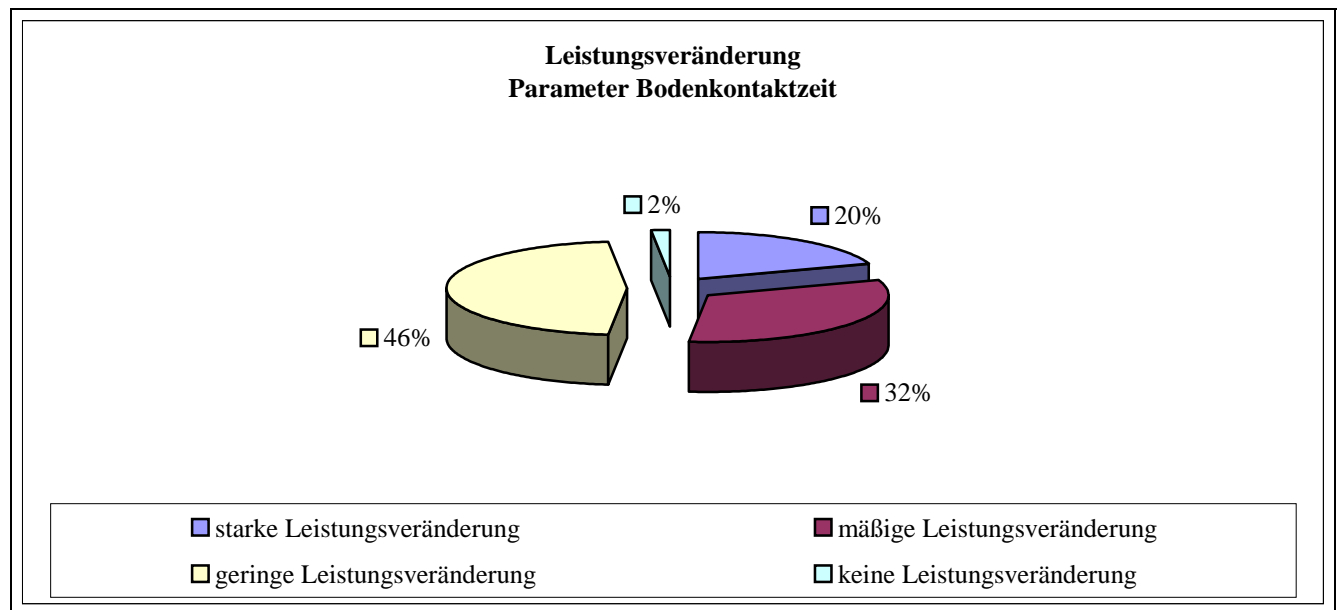


Abb. 30: Prozentuale Verteilung der Leistungsveränderung bezüglich der BKZ für alle Ermüdungsprogramme (n = 14)

Tab. 24: Verhalten Leistungsparameter FH (n = 14)

	FH Programm 1	FH Programm 2	FH Programm 3	FH Programm 4	FH zusammen- gefasst
STARKER LEISTUNGSVERLUST	7,1 %	35,7 %	14,2 %	64,3 %	30,4 %
MÄßIGER LEISTUNGSVERLUST	21,5 %	35,7 %	28,6 %	28,6 %	28,5 %
GERINGER LEISTUNGSVERLUST	63,4 %	28,6 %	50,1 %	7,1 %	37,5 %
KEIN LEISTUNGSVERLUST / - ZUWACHS	7,1 %	/	/	/	1,8 %
GERINGER LEISTUNGSZUWACHS	/	/	/	/	/
MÄßIGER LEISTUNGSZUWACHS	/	/	7,1 %	/	1,8 %
STARKER LEISTUNGSZUWACHS	/	/	/	/	/
KEINE LEISTUNGSVERÄNDERUNG	7,1 %	0,0 %	0,0 %	0,0 %	1,8 %
GERINGE LEISTUNGSVERÄNDERUNG	64,3 %	28,6 %	50,1 %	7,1 %	37,5 %
MÄßIGE LEISTUNGSVERÄNDERUNG	21,5 %	35,7 %	35,7 %	28,6 %	30,3 %
STARKE LEISTUNGSVERÄNDERUNG	7,1%	35,7 %	14,2 %	64,3 %	30,4 %

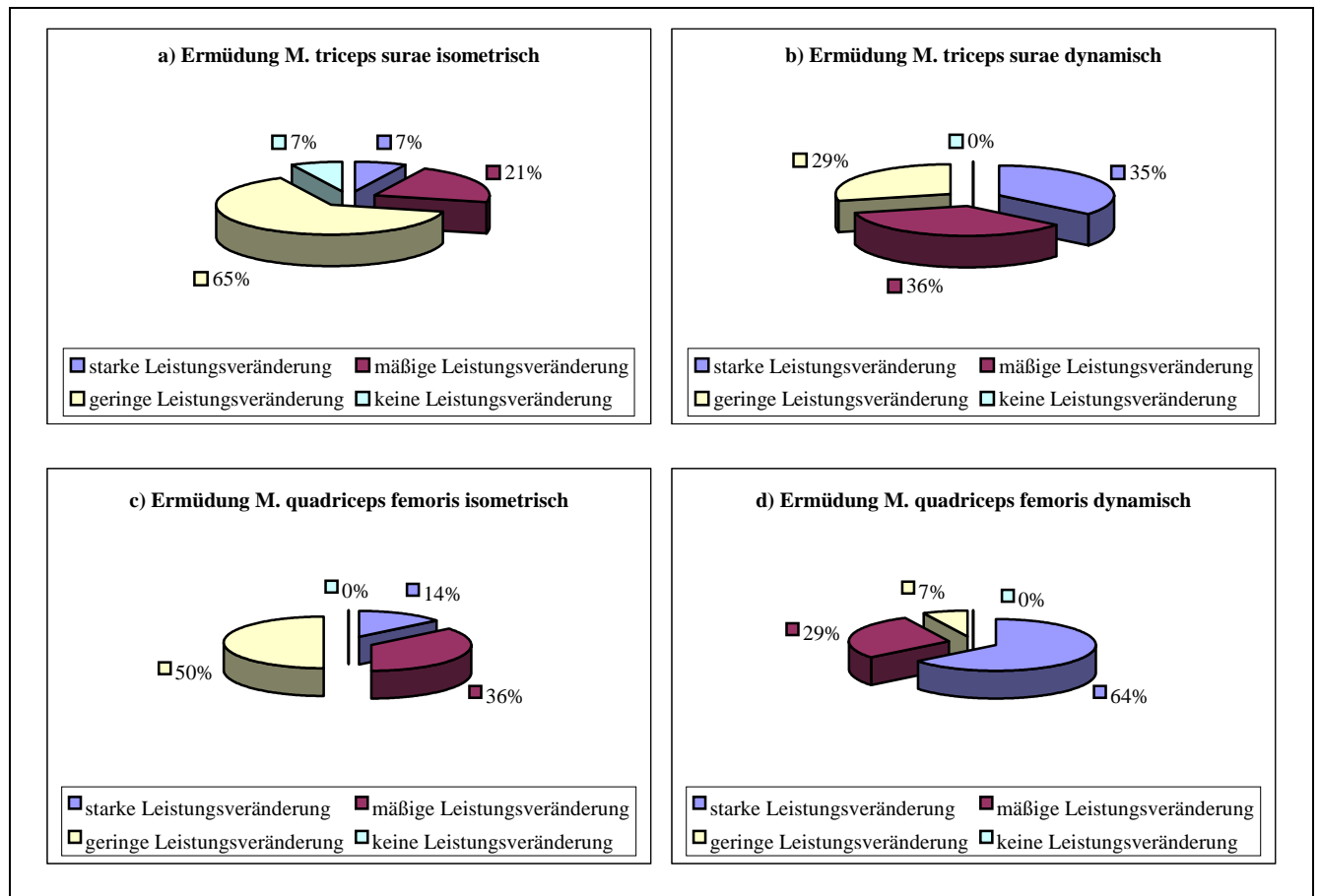


Abb. 31 a – d: Darstellung der prozentualen Verteilung der Leistungsveränderung bezüglich der FH bei differenten Ermüdungsprogrammen (n = 14)

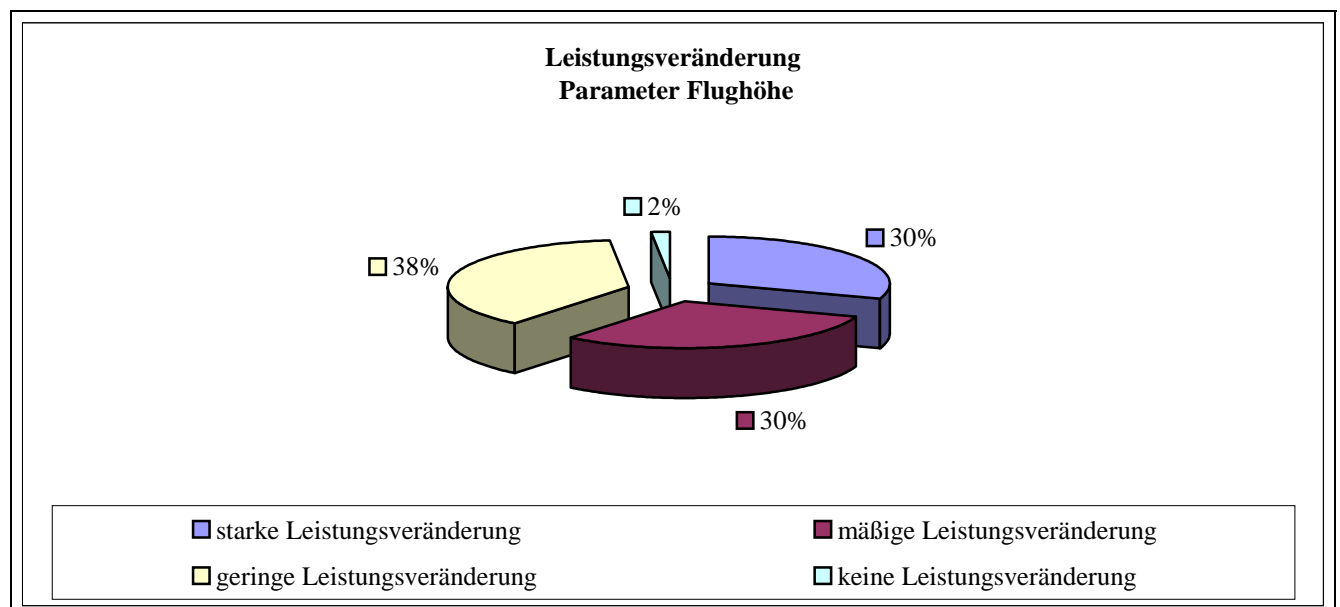


Abb. 32: Prozentuale Verteilung der Leistungsveränderung bezüglich der FH für alle Ermüdungsprogramme (n = 14)

Tab. 25: Verhalten Leistungsparameter FZ (n = 14)

	FZ Programm 1	FZ Programm 2	FZ Programm 3	FZ Programm 4	FZ zusammen- gefasst
STARKER LEISTUNGSVERLUST	/	/	/	/	/
MÄßIGER LEISTUNGSVERLUST	14,3 %	28,6 %	21,5 %	64,3 %	39,3 %
GERINGER LEISTUNGSVERLUST	78,6 %	57,2 %	57,2 %	35,7 %	50,0 %
KEIN LEISTUNGSVERLUST / - ZUWACHS	7,1 %	14,2 %	7,1 %	/	7,1 %
GERINGER LEISTUNGSZUWACHS	/	/	14,2 %	/	3,6 %
MÄßIGER LEISTUNGSZUWACHS	/	/	/	/	/
STARKER LEISTUNGSZUWACHS	/	/	/	/	/
keine Leistungsveränderung	7,1 %	14,2 %	7,1 %	0,0 %	7,1 %
geringe Leistungsveränderung	78,6%	28,6 %	71,4 %	35,7 %	53,6 %
mäßige Leistungsveränderung	14,3 %	57,2 %	21,5 %	64,3 %	39,3 %
starke Leistungsveränderung	0,0 %	0,0 %	0,0 %	0,0 %	0,0 %

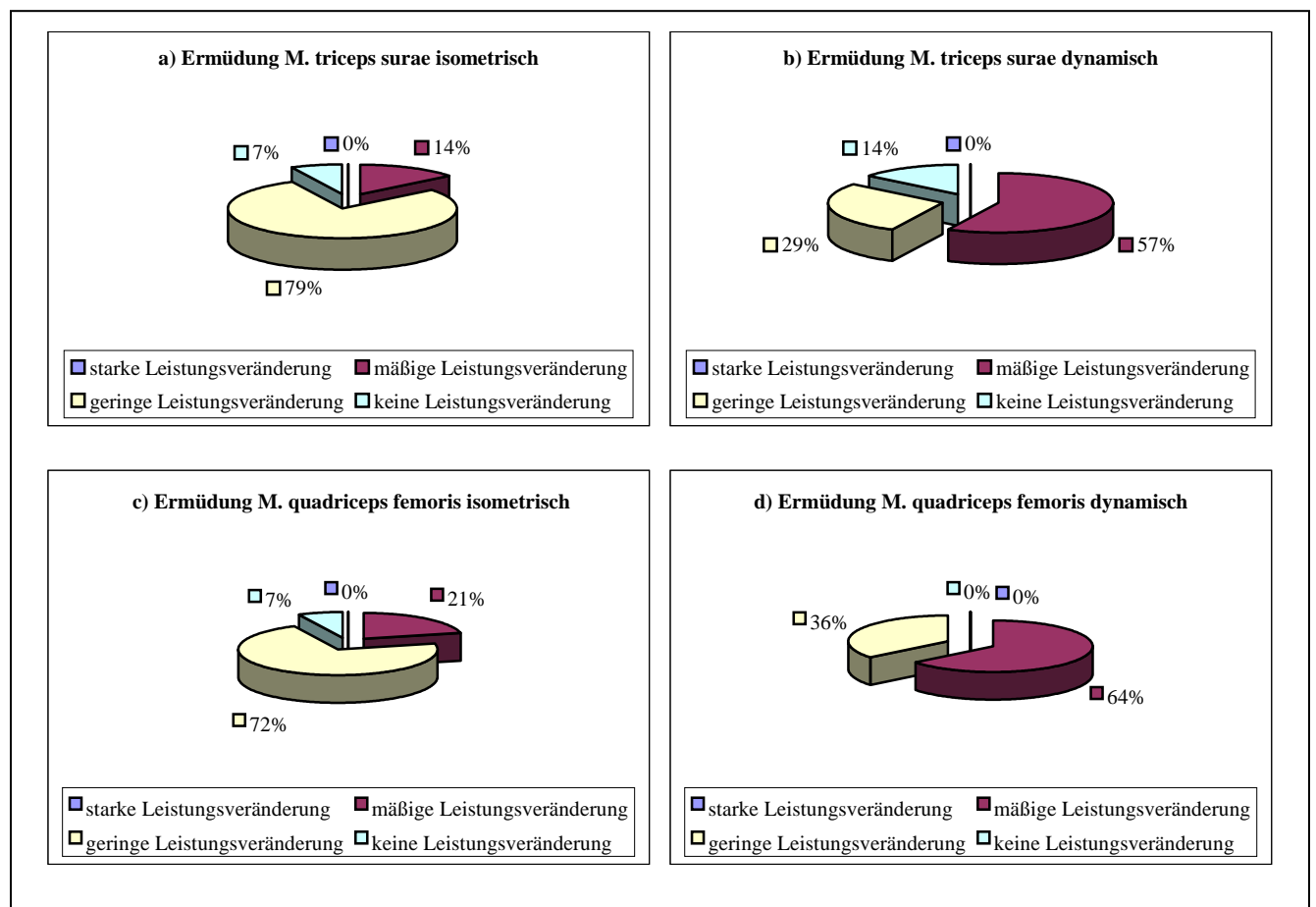


Abb. 33 a – d: Darstellung der prozentualen Verteilung der Leistungsänderung bezüglich der FZ bei differenten Ermüdungsprogrammen (n = 14)

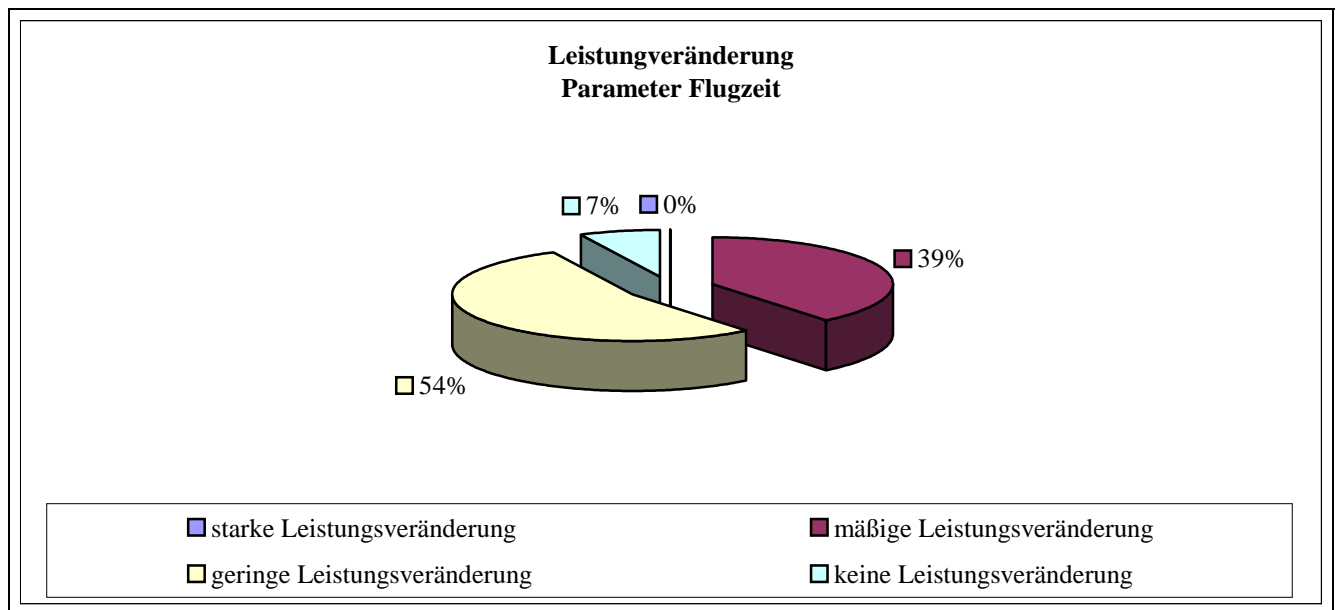


Abb. 34: Prozentuale Verteilung der Leistungsveränderung der FZ für alle Ermüdungsprogramme (n = 14)

Tab. 26: Gruppenmittelwerte, Standardabweichung, Signifikanz – Parameter BKZ bei differenten Ermüdungsprogrammen (n = 14; $p < 0,05$)

	Mittelwert [s]	Standard- abweichung [s]	Mittelwert gepaarte Differenzen [s / %]	Signifikanz
Programm 1				
MW (ANFANG) –	0,2993	0,8430		
MW (ENDE)	0,2961	0,0776	0,004 / 1,3	N. S.
Programm 2				
MW (ANFANG) –	0,2765	0,0698		
MW (ENDE)	0,3051	0,0697	-0,029 / 10,5	*
Programm 3				
MW (ANFANG) –	0,2437	0,0401		
MW (ENDE)	0,2586	0,7281	-0,015 / 6,2	N. S.
Programm 4				
MW (ANFANG) –	0,2442	0,0367		
MW (ENDE)	0,2551	0,0439	-0,011 / 4,5	N. S.

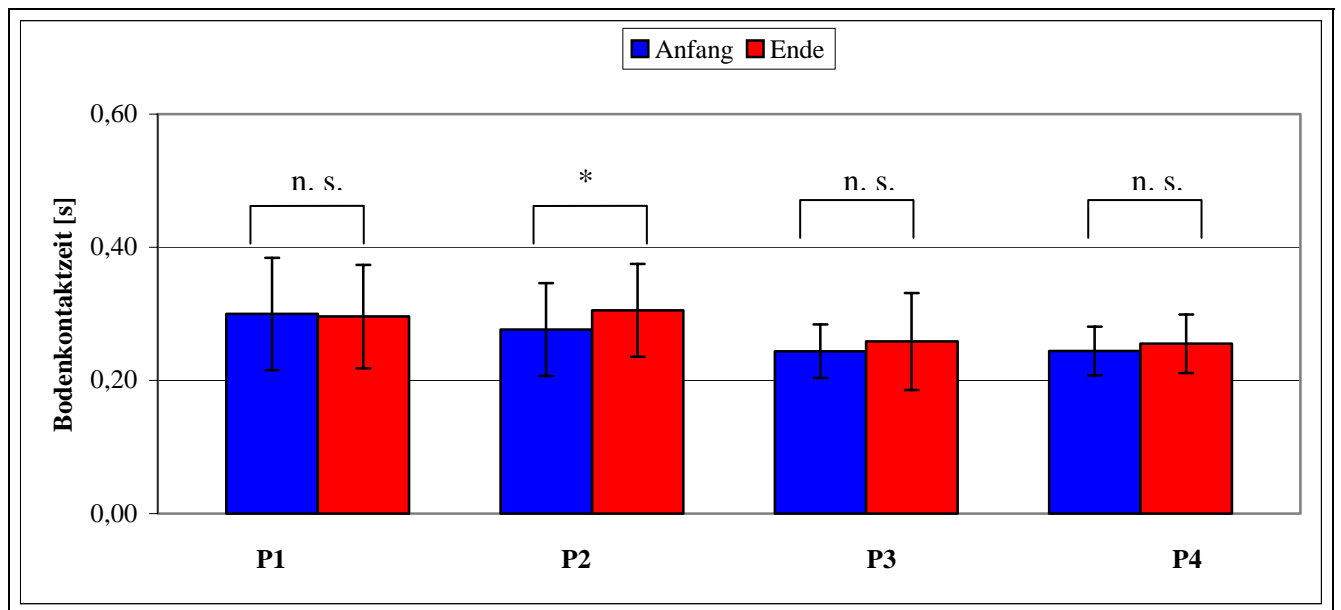


Abb. 35: Gruppenmittelwerte, Standardabweichung, Signifikanz für die BKZ bei unterschieden Ermüdungsprogrammen (n = 14; $p < 0,05$)

Tab. 27: Gruppenmittelwerte, Standardabweichung, Signifikanz – Parameter FH bei unterschieden Ermüdungsprogrammen (n = 14; $p < 0,05$)

	Mittelwert [cm]	Standard- abweichung [cm]	Mittelwert gepaarte Differenzen [cm / %]	Signifikanz
Programm 1				
MW (ANFANG) –	29,1	4,6		
MW (ENDE)	27,2	5,1	1,98 / 6,5	*
Programm 2				
MW (ANFANG) –	29,5	4,7		
MW (ENDE)	25,9	4,8	3,54 / 12,2	*
Programm 3				
MW (ANFANG) –	29,1	5,2		
MW (ENDE)	26,8	4,7	2,30 / 7,9	*
Programm 4				
MW (ANFANG) –	27,8	5,6		
MW (ENDE)	23,3	5,5	4,55 / 16,4	*

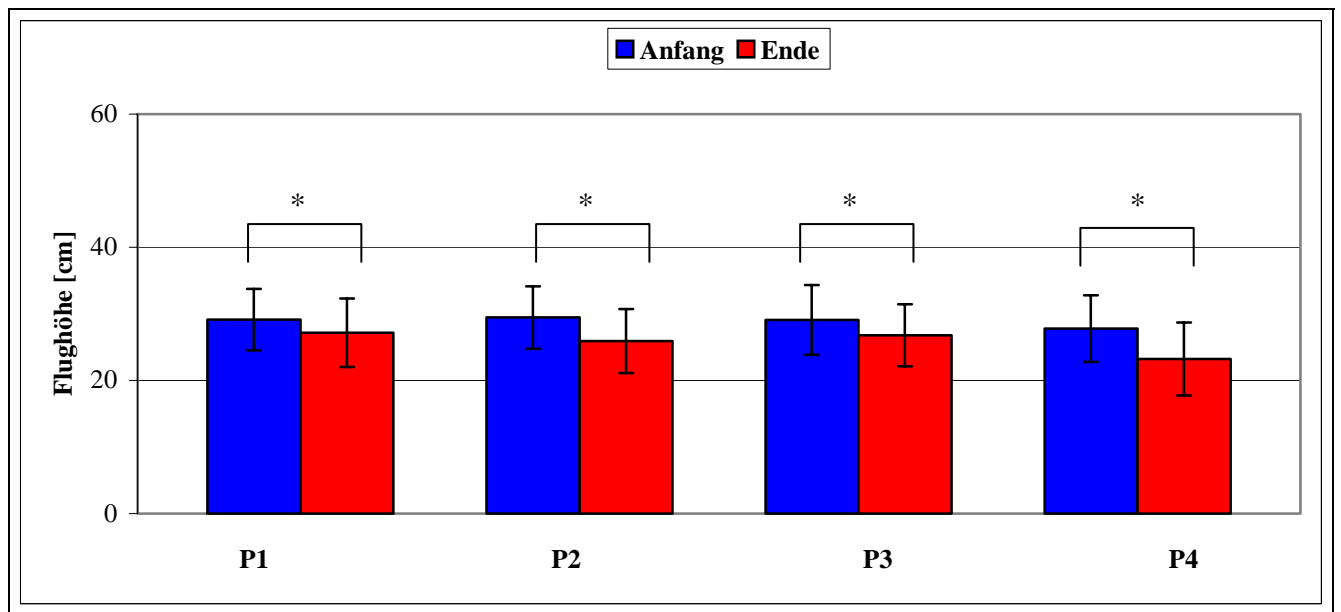


Abb. 36: Gruppenmittelwerte, Standardabweichung, Signifikanz bezogen auf die FH bei unterschieden Ermüdungsprogrammen (n = 14; p < 0,05)

Tab. 28: Gruppenmittelwerte, Standardabweichung, Signifikanz – Parameter FZ bei unterschieden Ermüdungsprogrammen (n = 14; p < 0,05)

	Mittelwert [s]	Standard- abweichung [s]	Mittelwert gepaarte Differenzen [s / %]	Signifikanz
Programm 1				
MW (ANFANG) – MW (ENDE)	0,4864 0,4686	0,0399 0,0483	0,018 / 3,7	*
Programm 2				
MW (ANFANG) – MW (ENDE)	0,4900 0,4586	0,0378 0,4111	0,031 / 6,3	*
Programm 3				
MW (ANFANG) – MW (ENDE)	0,4857 0,4664	0,4183 0,0377	0,019 / 3,9	*
Programm 4				
MW (ANFANG) – MW (ENDE)	0,4729 0,4336	0,0451 0,0483	0,039 / 8,2	*

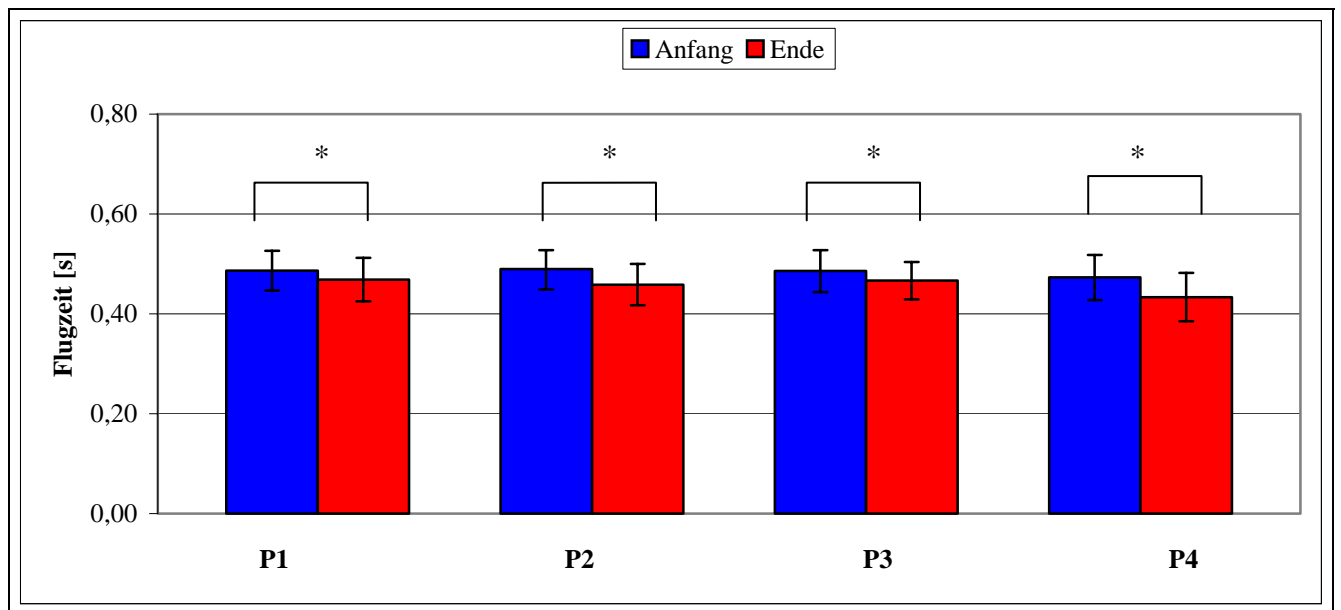


Abb. 37: Gruppenmittelwerte, Standardabweichung, Signifikanz bezogen auf die FZ bei differenten Ermüdungsprogrammen (n = 14; $p < 0,05$)

II) Analyse: Aus der analytischen Betrachtung der dargestellten Abbildungen und Tabellen lassen sich folgende Aussagen treffen:

- Die Untersuchungsgruppe reagiert auf die fortschreitende Ermüdung differenziert mit einer Erhöhung bzw. Verlängerung der „Bodenkontaktzeit“. Different Ermüdungsprogramme lassen individuelle Verhaltensmuster bzw. Systemreaktionen im Verlauf des Ermüdungsprozesses erkennen.
- Bezüglich der Leistungsveränderung des Parameters „Bodenkontaktzeit“ lassen sich für 1,8% der Probanden keine Veränderung, für 44,6% eine geringe Veränderung, für 32,1% eine mäßige Veränderung und für 21,5% eine starke Veränderung feststellen (14 Vpn. = 100%).
- Für den Leistungsparameter „Bodenkontaktzeit“ lassen sich nur für Ermüdungsprogramm 2 **signifikante** Unterschiede bezüglich der Gruppenmittelwerte (MW (Anfang) – MW (Ende) – Sprungserie / Ermüdungsprogramm) nachweisen.
- Für alle Probanden ist eine gemeinsame Tendenz bezüglich der Leistungsparameter „Flughöhe“ und „Flugzeit“ zu verzeichnen, die sich nur vereinzelt durch individuelle Besonderheiten unterscheidet. Bei differenzierter lokaler Ermüdung lassen sich für die

Parameter „Flughöhe“ und „Flugzeit“ geringe bis mäßige Leistungseinbußen erkennen. Die sportliche Leistungsfähigkeit wird herabgesetzt.

- e) Bezüglich der Leistungsveränderung des Parameters „Flughöhe“ lassen sich für 1,8% der Probanden keine Veränderung, für 37,6% eine geringe Veränderung, für 30,3% eine mäßige Veränderung und für 30,3% eine starke Veränderung feststellen (14 Vpn. = 100%).
- f) Im Vergleich der Gruppenmittelwerte (MW (Anfang) – MW (Ende) – Sprungserie / Ermüdungsprogramm) des Parameters „Flughöhe“ sind bei allen Ermüdungsprogrammen **signifikante** Unterschiede nachweisbar.
- g) Bezüglich der Leistungsveränderung des Parameters „Flugzeit“ lassen sich für 7,1% der Probanden keine Veränderung, für 53,6% eine geringe Veränderung und für 39,3% eine mäßige Veränderung feststellen (14 Vpn. = 100%).
- h) Der Vergleich der Gruppenmittelwerte (MW (Anfang) – MW (Ende) – Sprungserie / Ermüdungsprogramm) des Parameters „Flugzeit“ weist bei allen Ermüdungsprogrammen **signifikante** Unterschiede auf.
- i) Beim Mehrfachvergleich der Ermüdungsprogramme bezüglich der Leistungskriterien lassen sich **keine signifikanten** Unterschiede feststellen.

Fazit:

- Die Parameter „Bodenkontaktzeit“, „Flughöhe“ und „Flugzeit“ zeigen aufgrund der lokalen Muskelermüdung ein differenziertes Ermüdungsverhalten. Tendenziell lassen sich für die Parameter geringe bis mittlere Leistungseinbußen (0,1 % – 15,0 %) feststellen (außer Parameter „Flughöhe“ Programm 4: dynamische Ermüdung M. quadriceps femoris \Rightarrow 16,4 %).
- Bezüglich der sportlichen Leistungsfähigkeit (Parameter „Flughöhe“, „Flugzeit“) lassen sich **signifikante** Unterschiede für alle Ermüdungsprogramme feststellen.
- Die fortschreitende lokale Ermüdung führt in der Mehrzahl der Ermüdungsprogramme (außer Programm 2: dynamische Ermüdung M. triceps surae) zu **keiner signifikanten** Veränderung des Parameters „Bodenkontaktzeit“.

6.2 Ergebnisse elektromyographischer Parameter

Die Erfassung und Verarbeitung elektromyographischer Signale ist zum Teil schon in den Kap. 3.5.4 und 5.6.1.2 beschrieben worden. Ergänzend hierzu sollen weitere Arbeitsschritte erläutert werden. Durch das Gleichrichten des EMG war es möglich die Aktivierungszeitpunkte der einzelnen Muskeln zu bestimmen. Mit Hilfe eines Beschleunigungsaufnehmers und Drucksensors konnten die Signale synchronisiert und den einzelnen Sprungphasen zugeordnet werden. In einem weiteren Schritt wurde über dem gleichgerichteten Signal eine Hüllkurve errichtet (arithmetisches Mittel) und das mathematische Integral (IEMG) ermittelt. Das IEMG sowie die mittlere Amplitude werden zur Quantifizierung des neuronalen Inputs eines Muskels verwendet (GOLLHOFER, 2000). Der Zeitraum des gebildeten Integrals umfasste im Drop Jump 0,2 s vor Bodenkontakt bis 0,2 s nach Bodenkontakt bzw. im Squat Jump 0,4 s vor und 0,2 s nach Absprung. In Abhängigkeit von Unterhautfettgewebe, Temperatur der Hautoberfläche, Platzierung der Elektrode usw. stellen die absoluten IEMG – Werte und MAP nur ein relatives Maß dar. Somit kann das Aktivitätsniveau eines Muskels während des Ermüdungsprozesses beurteilt werden, nicht jedoch seine erzeugte Gesamtkraft. Weiterhin lassen sich durch Höhe und dem zeitlichen Auftreten der maximalen Amplituden Aussagen zur Aktivität in einzelnen Bewegungsphasen treffen. Nach SENNER / SCHAFF (1999) wird ein Muskel bei 10% der max. gemessenen Amplitude in der Bewegungsaktion als aktiv angesehen. Die Interpretation von Muskelaktivitäten insbesondere des Elektromechanical delay (EMD) wurde in der Vergangenheit unterschiedlich diskutiert. Nach neueren Untersuchungen (JÖLLENBECK, 2002) wird die Zeit zwischen EMG – Anstieg und Anstieg der Kraft auf ca. 20 ms (EMAD) und dem Ende der Muskelaktivität (EMRD) auf etwa 100 ms bestimmt.

6.2.1 Ergebnisse des Musculus triceps surae

I) Darstellung: Im nachfolgenden sind die IEMG und maximalen Amplituden für den M. triceps surae und M. quadriceps femoris (Kap. 6.2.2) im Gruppenüberblick für alle Probanden dargestellt. Die Graphiken umfassen ausgewählte Sprungserien, die sich durch den Grad der Ermüdung (unermüdet / teiler müdet / ermüdet) unterscheiden und Veränderungen bezüglich der Aktionscharakteristik (Vergleich Squat Jump und Drop Jump) veranschaulichen. Im Mittelpunkt der Darstellung stehen Aussagen zu muskulären

Aktivierungsprozessen und zu intramuskulären Koordinationsmustern bzw. -vorgängen bei lokaler Muskelermüdung.

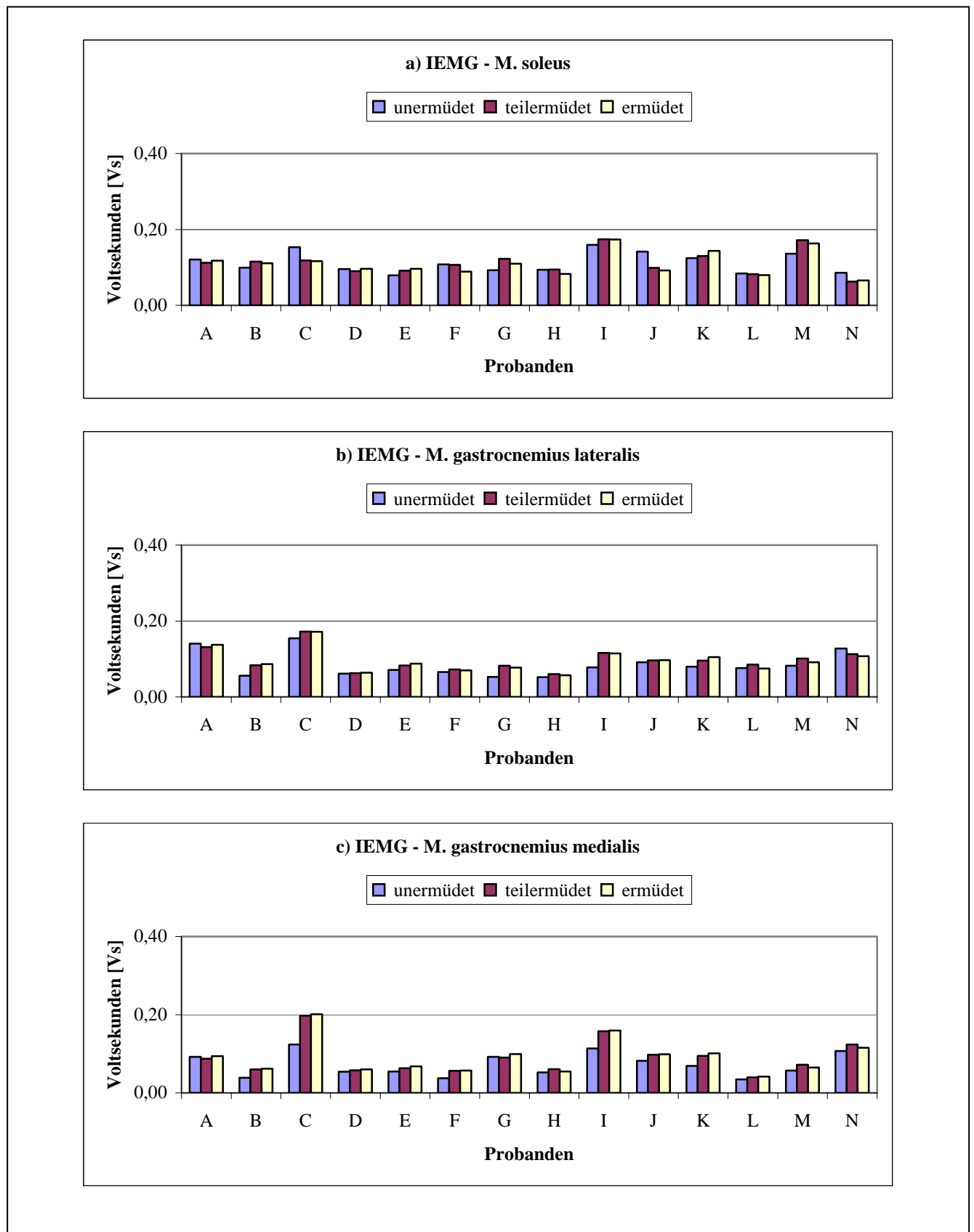


Abb. 38 a – c: Graphische Darstellung IEMG des M. triceps surae für alle Probanden

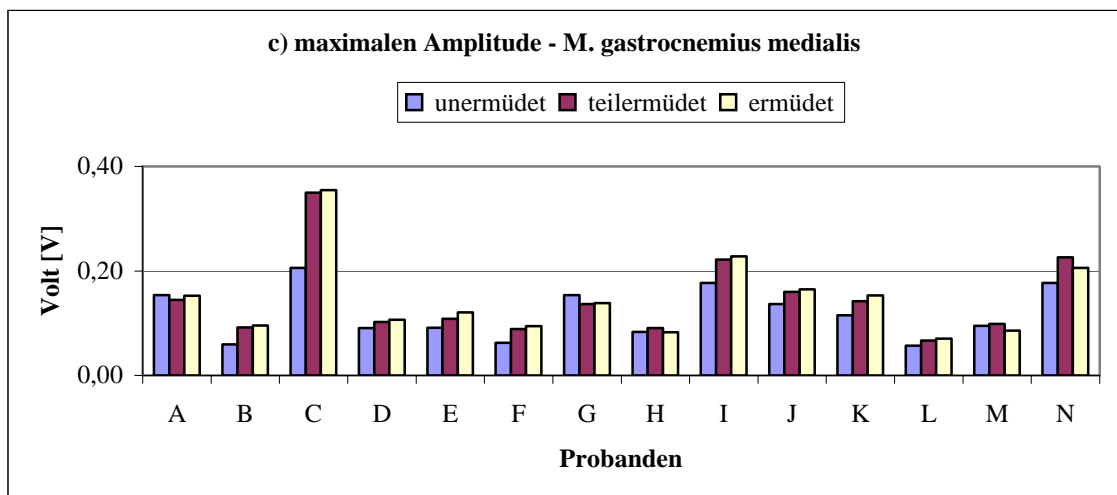
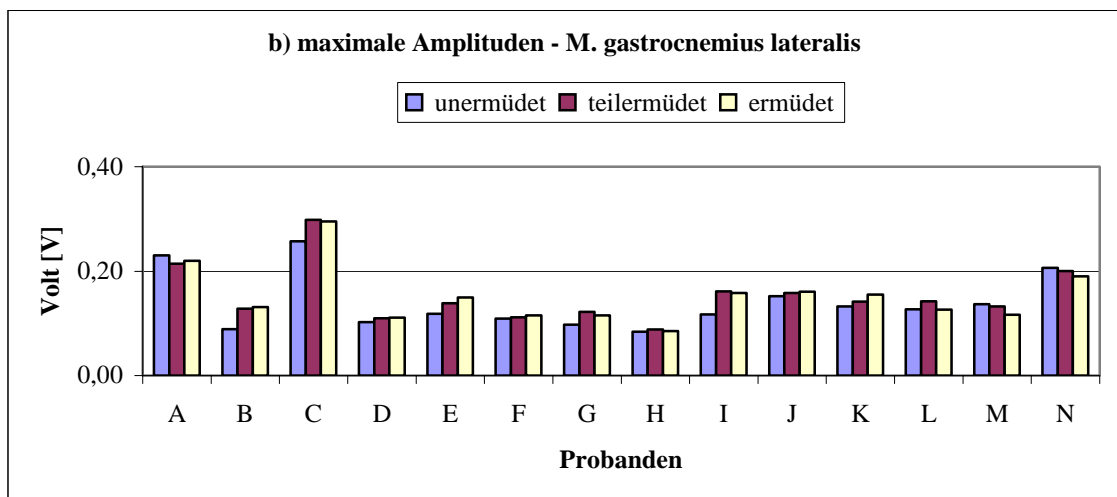
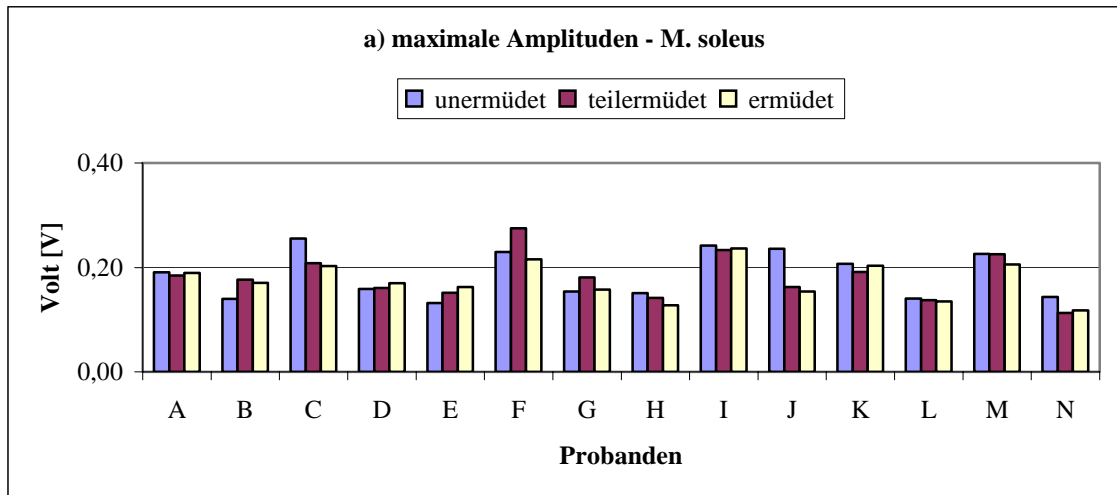


Abb. 39 a – c: Graphische Darstellung der maximalen Amplituden des M. triceps surae für alle Probanden

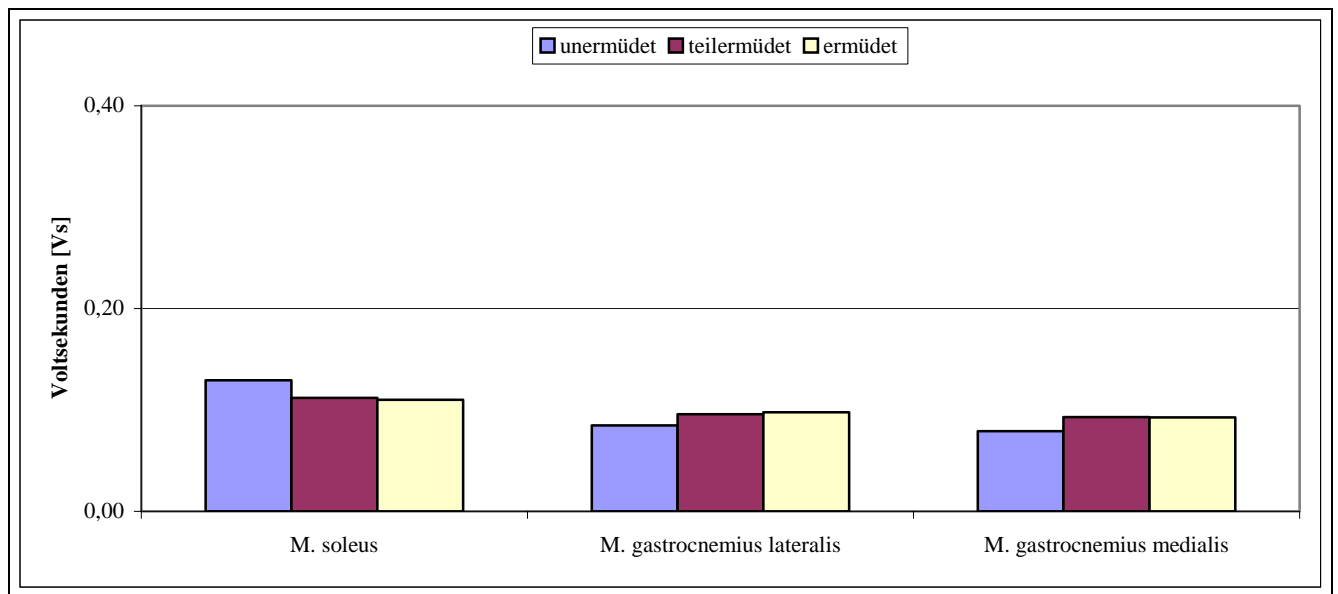


Abb. 40: Graphische Darstellung IEMG des M. triceps surae im Gesamtüberblick (n = 14)

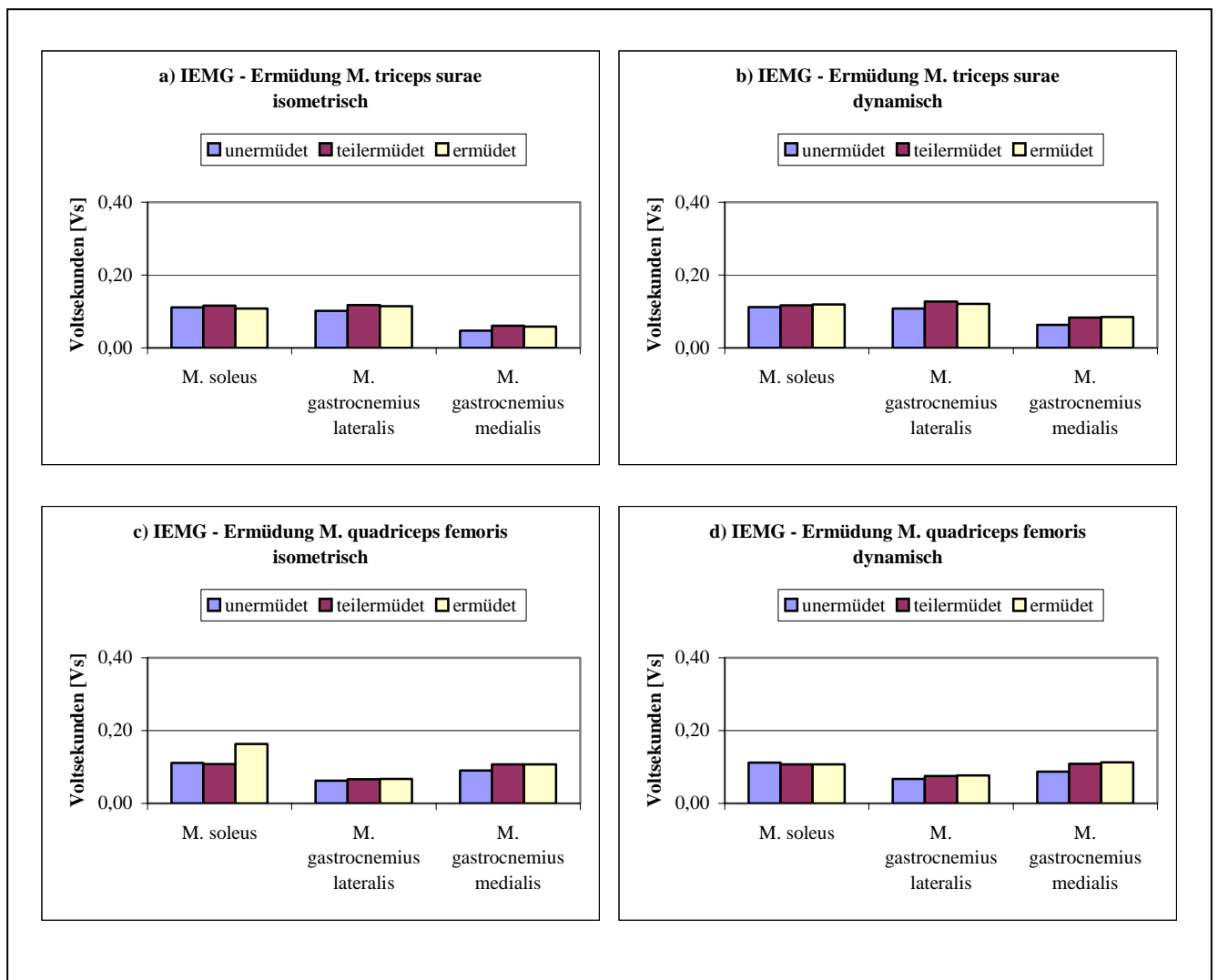


Abb. 41 a – d: Graphische Darstellung IEMG des M. triceps surae bei differenten Ermüdungsprogrammen (n = 14)

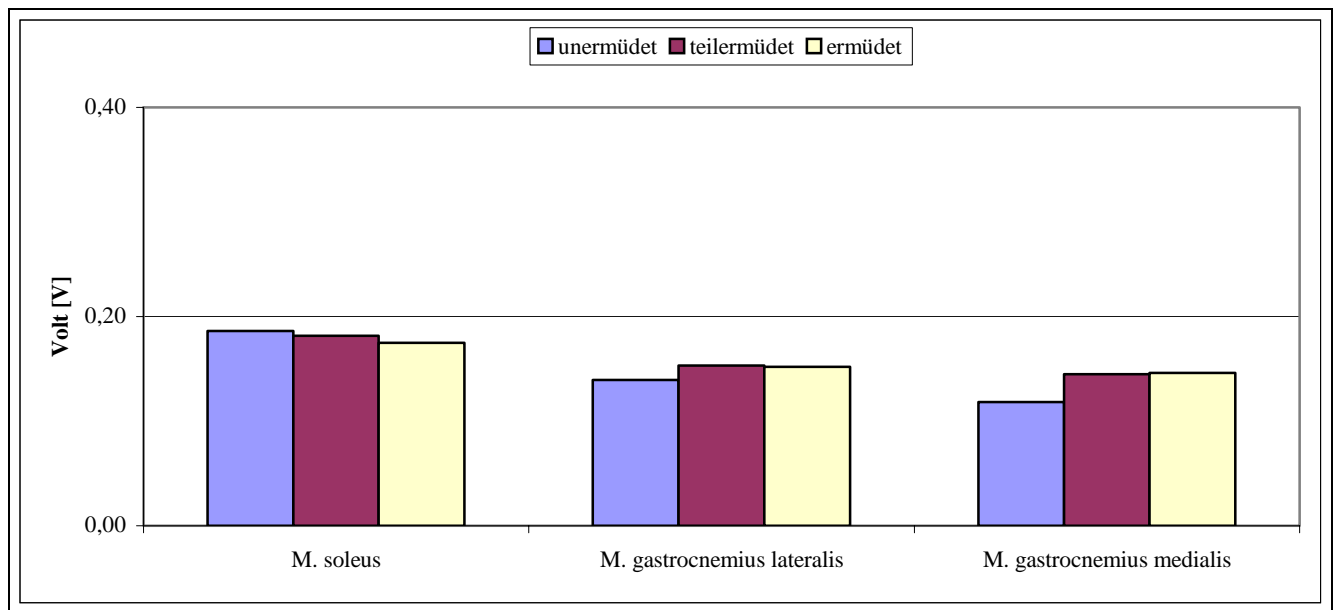


Abb. 42: Graphische Darstellung der maximalen Amplituden des M. triceps surae im Gesamtüberblick (n = 14)

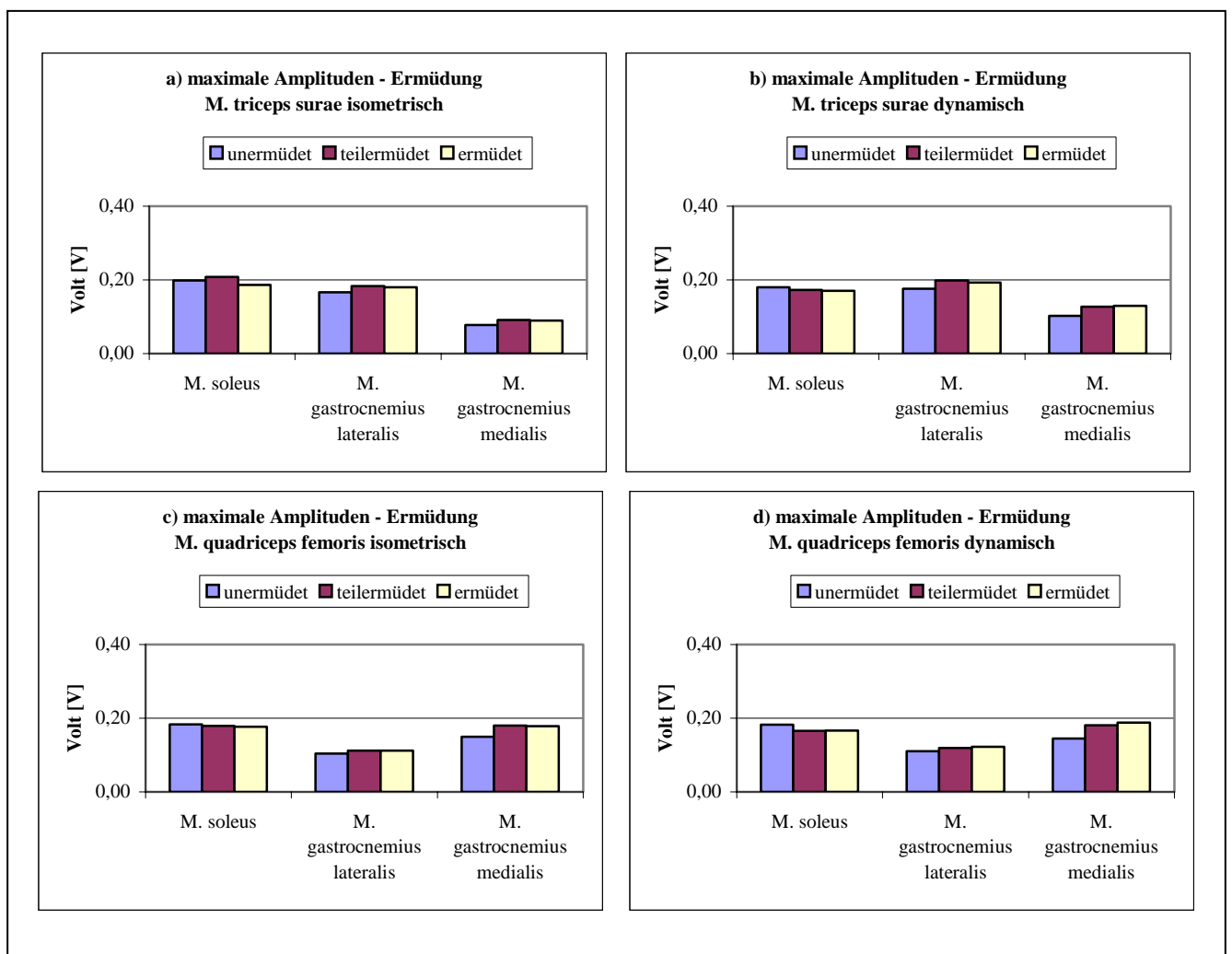


Abb. 43 a – d: Graphische Darstellung der maximalen Amplituden des M. triceps surae bei differenten Ermüdungsprogrammen (n = 14)

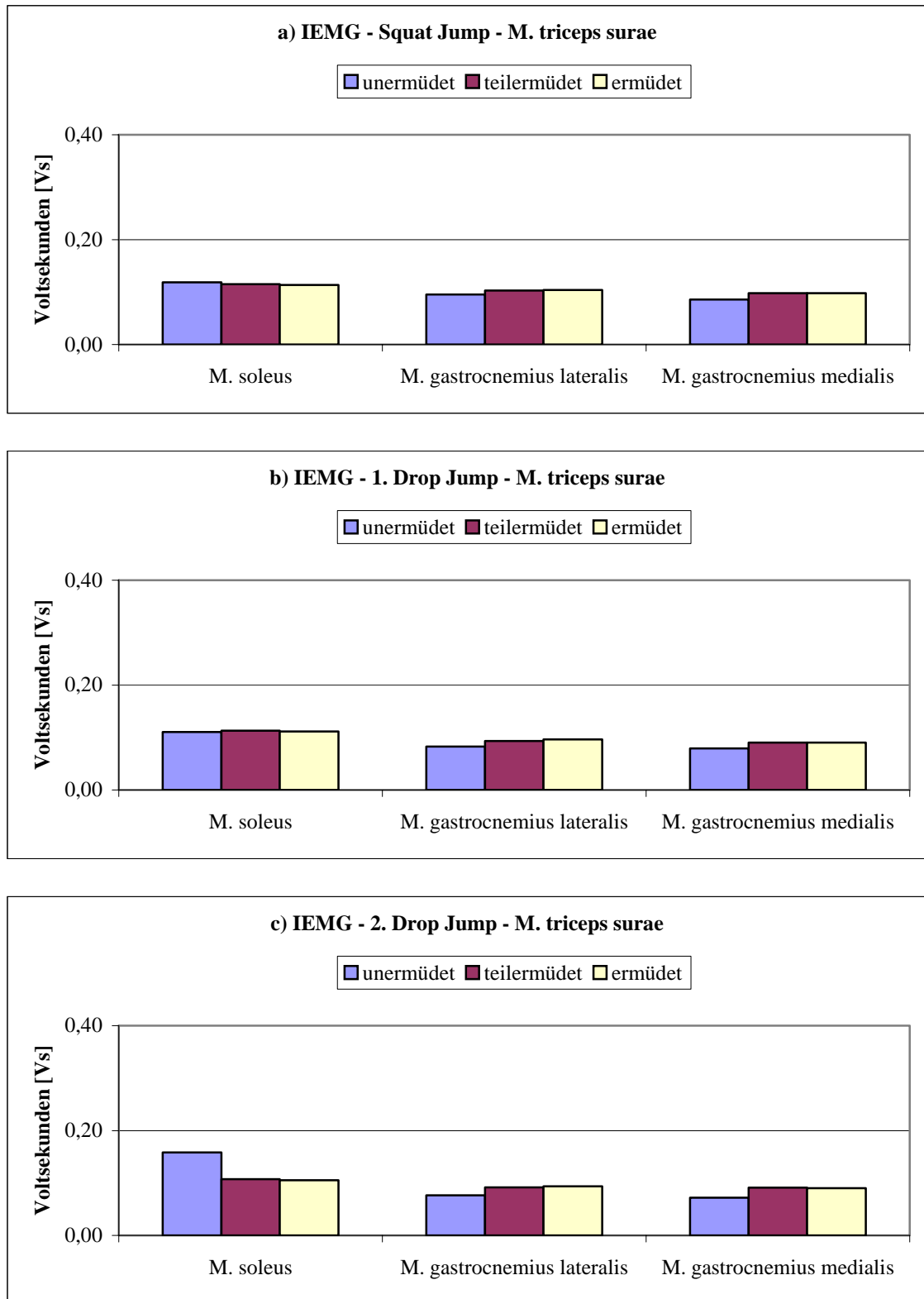


Abb. 44 a – c: Veränderung des IEMG im Squat Jump, 1. und 2. Drop Jump des M. triceps surae (n = 14)

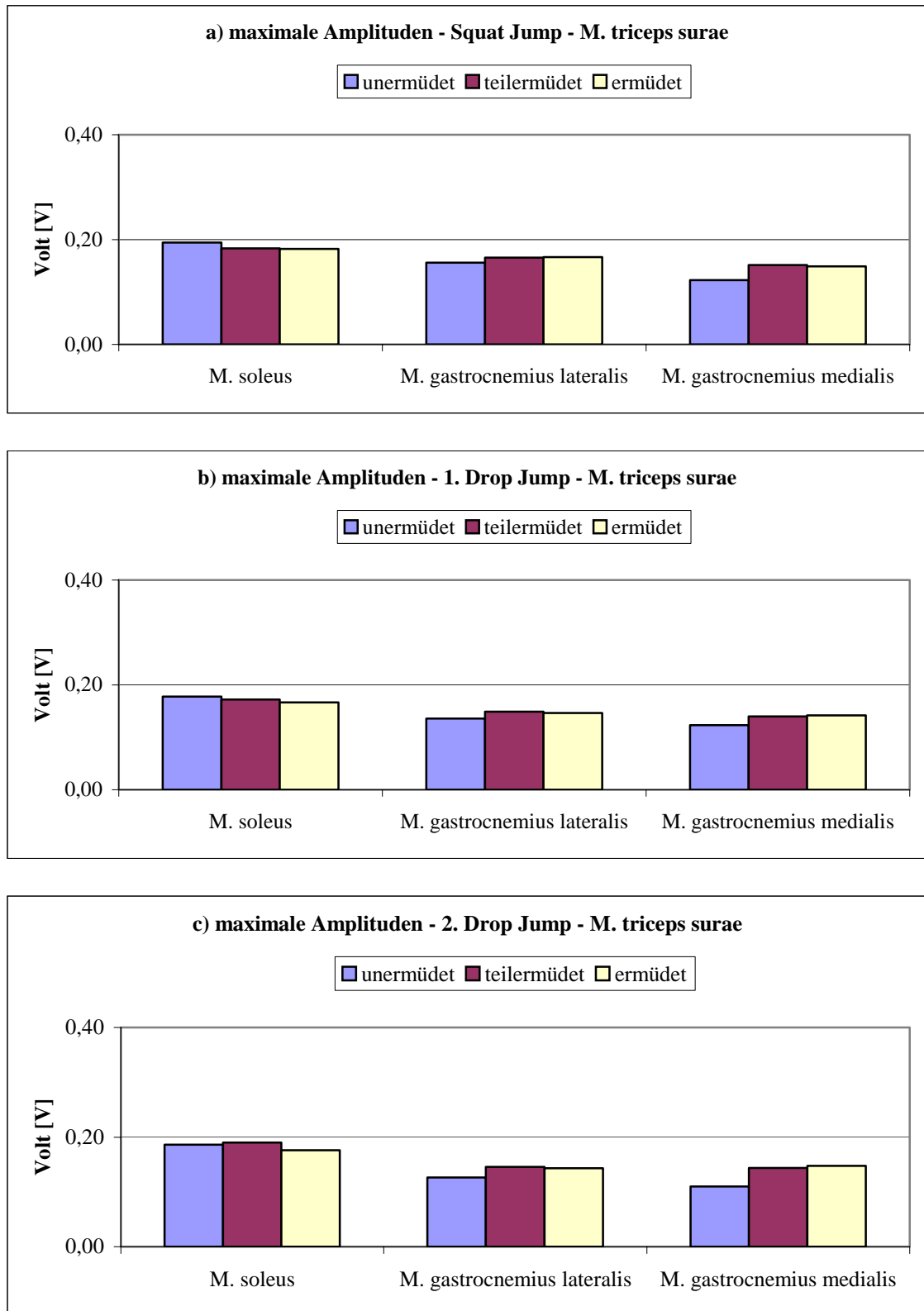


Abb. 45 a – c: Veränderung der maximalen Amplituden im Squat Jump, 1. und 2. Drop des M. triceps surae (n = 14)

Tab. 29: Gruppenmittelwerte, Standardabweichung, Signifikanz der IEMG des M. triceps surae bei lokaler Ermüdung (n = 14; p < 0,05)

	Mittelwert [Vs]	Standardabweichung [Vs]	Signifikanz
UNERMÜDET			
M. SOLEUS – M. GASTROCNEMIUS LATERALIS	0,1293 0,0848	0,0653 0,0329	*
M. SOLEUS – M. GASTROCNEMIUS MEDIALIS	0,1293 0,0791	0,0653 0,0290	*
M. GASTROCNEMIUS LATERALIS – M. GASTROCNEMIUS MEDIALIS	0,0848 0,0791	0,0329 0,0290	N.S.
TEILERMÜDET			
M. SOLEUS – M. GASTROCNEMIUS LATERALIS	0,1119 0,0959	0,0313 0,0299	N.S.
M. SOLEUS – M. GASTROCNEMIUS MEDIALIS	0,1119 0,0931	0,0313 0,0349	N.S.
M. GASTROCNEMIUS LATERALIS – M. GASTROCNEMIUS MEDIALIS	0,0959 0,0931	0,0299 0,0349	N.S.
ERMÜDET			
M. SOLEUS – M. GASTROCNEMIUS LATERALIS	0,1102 0,0978	0,0315 0,0312	N.S.
M. SOLEUS – M. GASTROCNEMIUS MEDIALIS	0,1102 0,0928	0,0315 0,0351	N.S.
M. GASTROCNEMIUS LATERALIS – M. GASTROCNEMIUS MEDIALIS	0,0978 0,0928	0,0312 0,0351	N.S.

Tab. 30: Gruppenmittelwerte, Standardabweichung, Signifikanz der maximalen Amplituden des M. triceps surae bei lokaler Ermüdung (n = 14; p < 0,05)

	Mittelwert [V]	Standardabweichung [V]	Signifikanz
UNERMÜDET			
M. SOLEUS – M. GASTROCNEMIUS LATERALIS	0,1861 0,1393	0,0451 0,0545	*
M. SOLEUS – M. GASTROCNEMIUS MEDIALIS	0,1861 0,1185	0,0451 0,0488	*
M. GASTROCNEMIUS LATERALIS – M. GASTROCNEMIUS MEDIALIS	0,1393 0,1185	0,0545 0,0488	N.S.
TEILERMÜDET			
M. SOLEUS – M. GASTROCNEMIUS LATERALIS	0,1817 0,1533	0,0433 0,0536	N.S.
M. SOLEUS – M. GASTROCNEMIUS MEDIALIS	0,1817 0,1450	0,0433 0,0760	N.S.
M. GASTROCNEMIUS LATERALIS – M. GASTROCNEMIUS MEDIALIS	0,1533 0,1450	0,0536 0,0760	N.S.
ERMÜDET			
M. SOLEUS – M. GASTROCNEMIUS LATERALIS	0,1748 0,1521	0,0354 0,0541	N.S.
M. SOLEUS – M. GASTROCNEMIUS MEDIALIS	0,1748 0,1461	0,0354 0,0759	N.S.
M. GASTROCNEMIUS LATERALIS – M. GASTROCNEMIUS MEDIALIS	0,1521 0,1461	0,0541 0,0759	N.S.

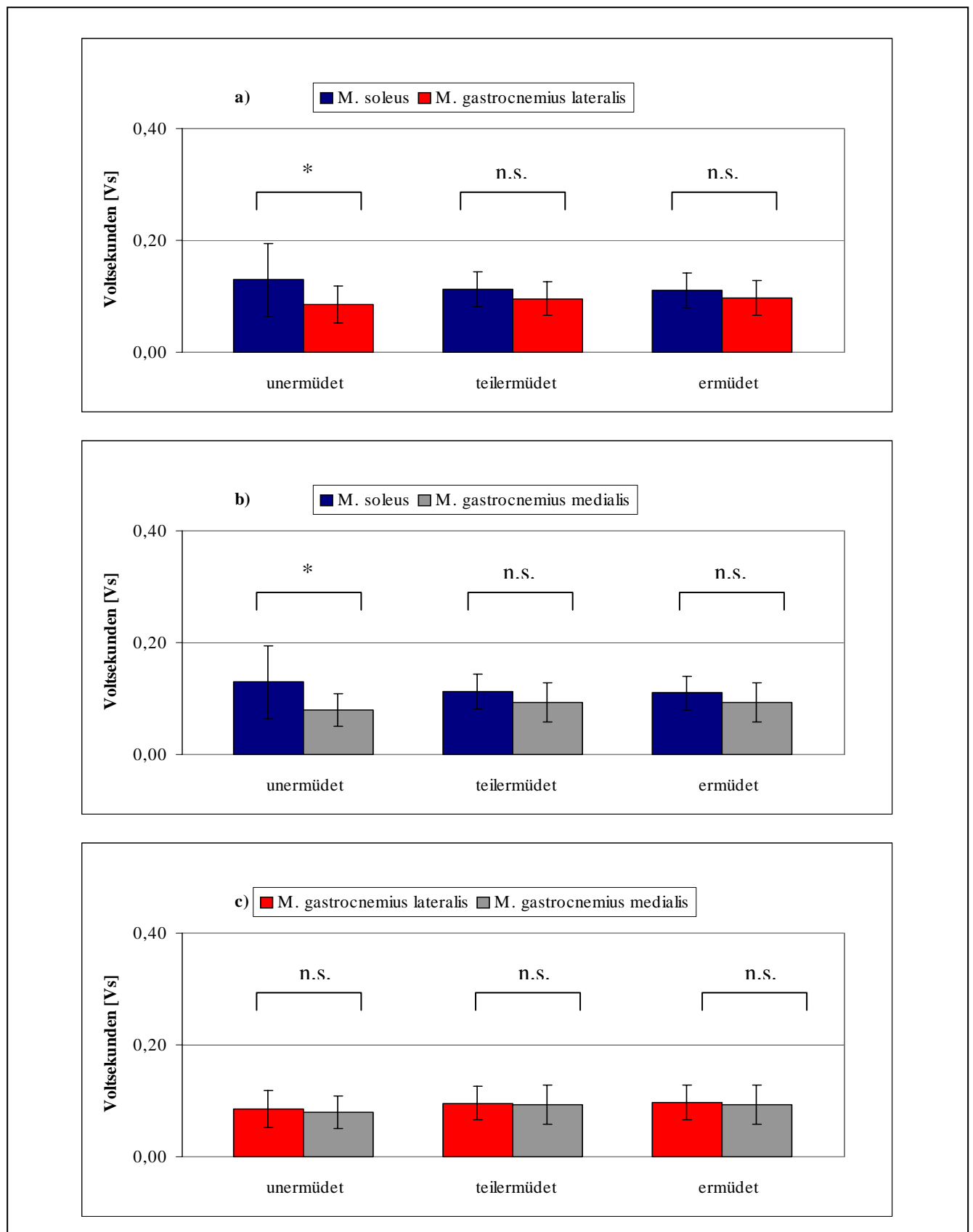


Abb. 46 a – c: Graphische Darstellung der Gruppenmittelwerte, Standardabweichung, Signifikanz der IEMG des M. triceps surae bei lokaler Ermüdung (n = 14; $p < 0,05$)

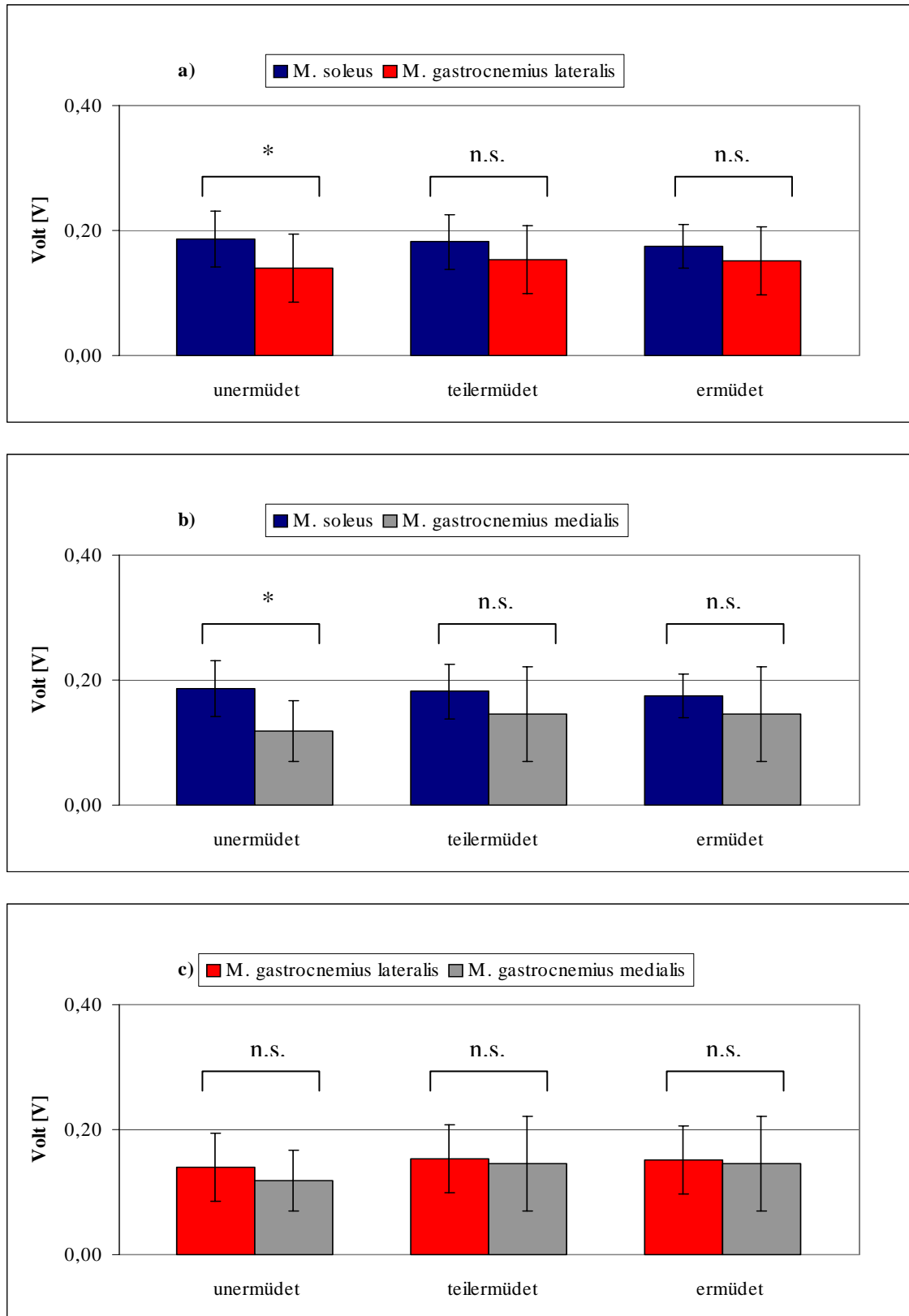


Abb. 47 a – c: Graphische Darstellung der Gruppenmittelwerte, Standardabweichung, Signifikanz der maximalen Amplituden des M. triceps surae bei lokaler Ermüdung (n = 14; p < 0,05)

Tab. 31: Gruppenmittelwerte, Standardabweichung, Signifikanz der IEMG des M. triceps surae bei lokaler Ermüdung für differente Ermüdungsgrade (n = 14; p < 0,05)

	Mittelwert [Vs]	Standardabweichung [Vs]	Signifikanz
M. SOLEUS			
UNERMÜDET – TEILERMÜDET	0,1293 0,1119	0,0653 0,0313	N.S.
UNERMÜDET – ERMÜDET	0,1293 0,1102	0,0653 0,0315	N.S.
TEILERMÜDET – ERMÜDET	0,1119 0,1102	0,0313 0,0315	N.S.
M. GASTROCNEMIUS LATERALIS			
UNERMÜDET – TEILERMÜDET	0,0848 0,0959	0,0329 0,0299	*
UNERMÜDET – ERMÜDET	0,0848 0,0978	0,0329 0,0312	*
TEILERMÜDET – ERMÜDET	0,0959 0,0978	0,0299 0,0312	N.S.
M. GASTROCNEMIUS MEDIALIS			
UNERMÜDET – TEILERMÜDET	0,0791 0,0931	0,0290 0,0349	*
UNERMÜDET – ERMÜDET	0,0791 0,0928	0,0290 0,0351	*
TEILERMÜDET – ERMÜDET	0,0931 0,0928	0,0349 0,0351	N.S.

Tab. 32: Gruppenmittelwerte, Standardabweichung, Signifikanz der maximalen Amplituden des M. triceps surae bei lokaler Ermüdung für differente Ermüdungsgrade (n = 14; p < 0,05)

	Mittelwert [V]	Standardabweichung [V]	Signifikanz
M. SOLEUS			
UNERMÜDET – TEILERMÜDET	0,1861 0,1817	0,0451 0,0433	N.S.
UNERMÜDET – ERMÜDET	0,1861 0,1748	0,0451 0,0354	N.S.
TEILERMÜDET – ERMÜDET	0,1817 0,1748	0,0433 0,0354	N.S.
M. GASTROCNEMIUS LATERALIS			
UNERMÜDET – TEILERMÜDET	0,1393 0,1533	0,0545 0,0536	*
UNERMÜDET – ERMÜDET	0,1393 0,1521	0,0545 0,0541	N.S.
TEILERMÜDET – ERMÜDET	0,1533 0,1521	0,0536 0,0541	N.S.
M. GASTROCNEMIUS MEDIALIS			
UNERMÜDET – TEILERMÜDET	0,1185 0,1450	0,0488 0,0760	*
UNERMÜDET – ERMÜDET	0,1185 0,1461	0,0488 0,0759	*
TEILERMÜDET – ERMÜDET	0,1450 0,1461	0,0760 0,0759	N.S.

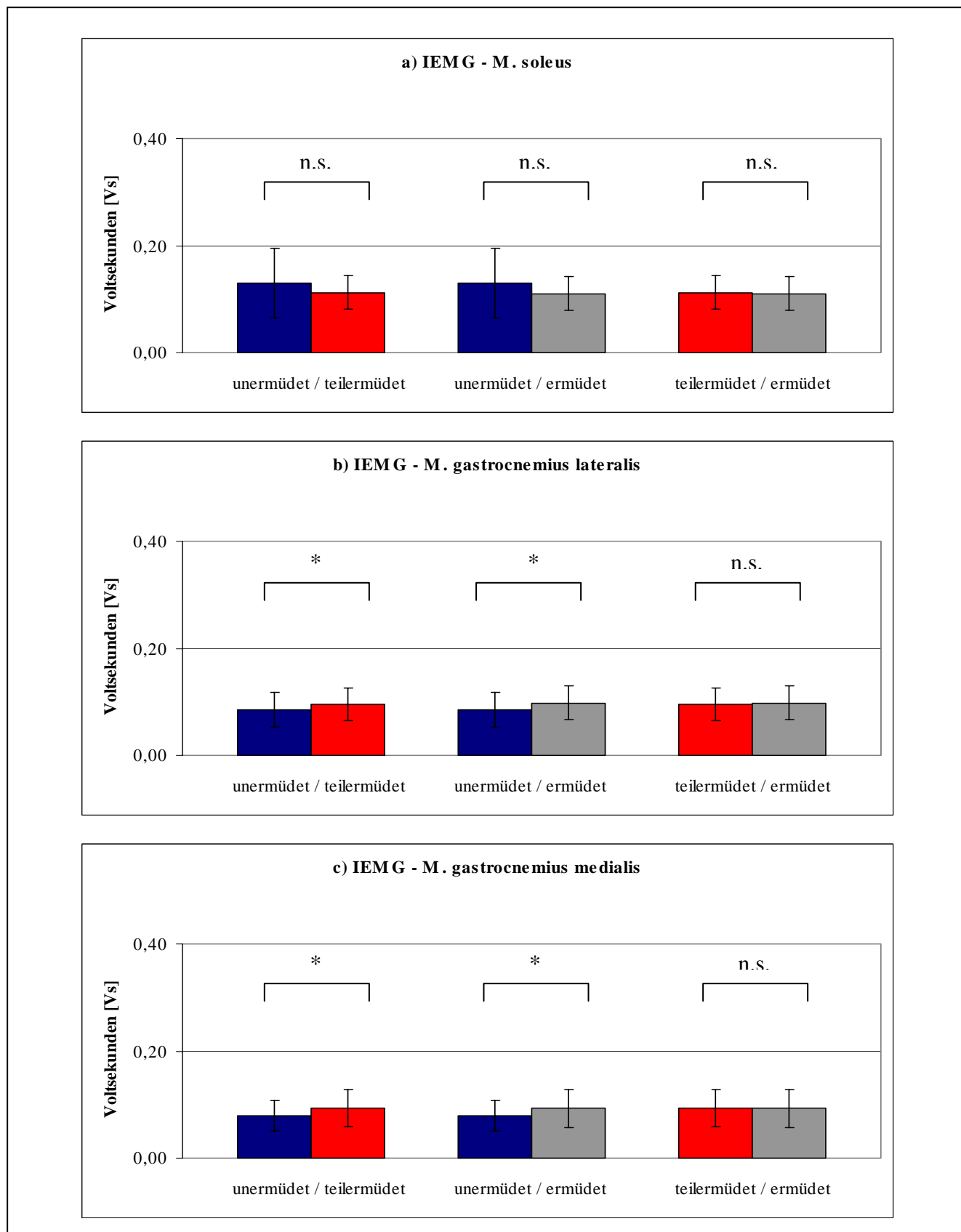


Abb. 48 a – c: Graphische Darstellung der Gruppenmittelwerte, Standardabweichung, Signifikanz der IEMG des M. triceps surae bei lokaler Ermüdung für differente Ermüdungsgrade (n = 14; p < 0,05)

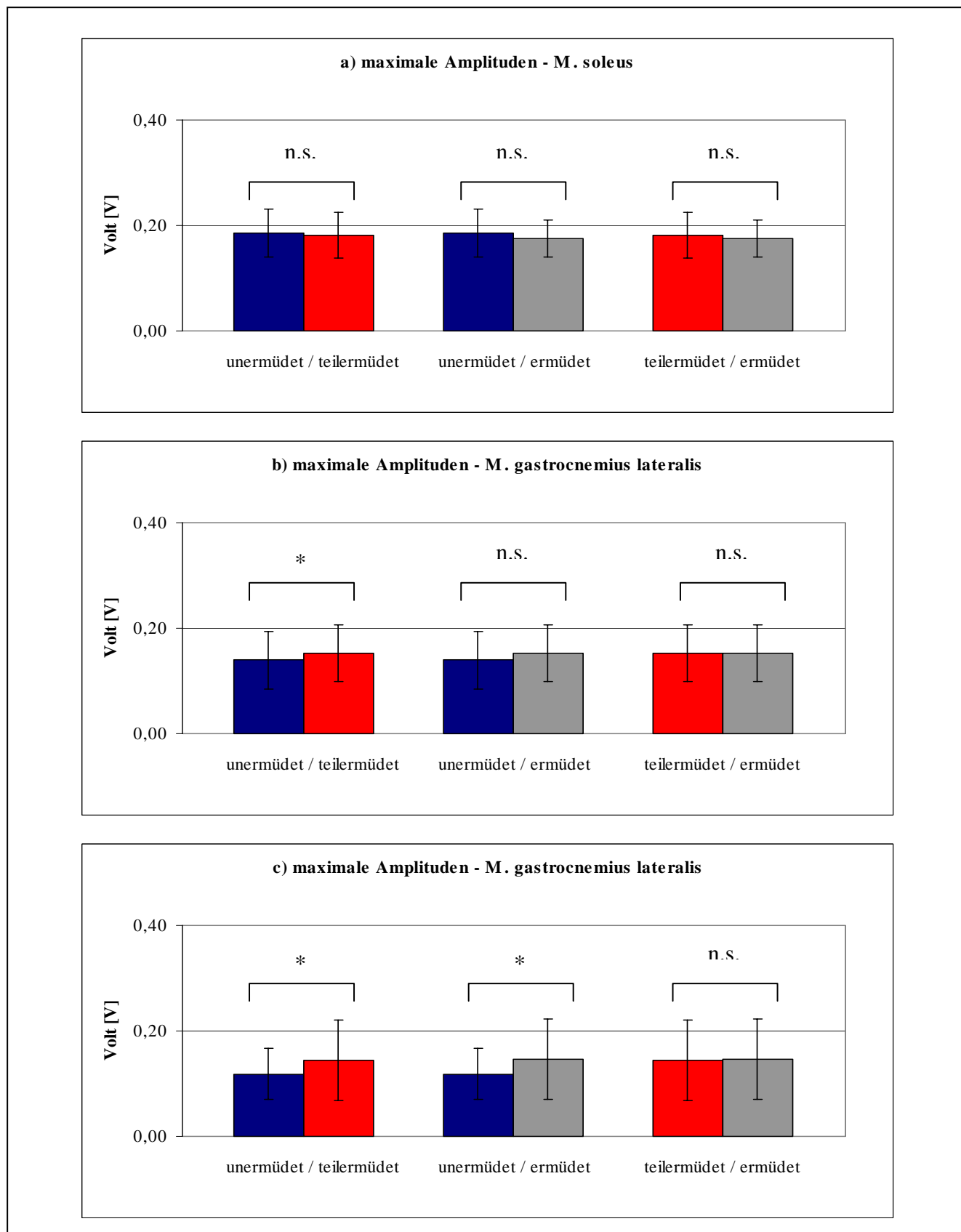


Abb. 49 a – c: Graphische Darstellung der Gruppenmittelwerte, Standardabweichung, Signifikanz der maximalen Amplituden des M. triceps surae bei lokaler Ermüdung für differente Ermüdungsgrade (n = 14; p < 0,05)

II) Analyse: Aus der Betrachtung und Beurteilung der dargestellten IEMG – Werte und maximalen Amplituden sowie der statistisch aufbereiteten Daten lassen sich für den M. triceps surae bei fortschreitender lokaler Ermüdung folgende Aussagen treffen:

- a) Die Muskeln des Triceps surae reagieren auf Ermüdungsbelastungen in unterschiedlicher Weise. Im Verlauf des Ermüdungsprozesses nimmt die muskuläre Aktivität des M. soleus ab, während die Anteile des M. gastrocnemius höhere Muskelaktivitäten im ermüdeten Zustand aufweisen.
- b) Das Verhältnis Abnahme / Zunahme der Muskelaktivität differenzierter Anteile des M. triceps surae lässt sich für die Probandengruppe folgendermaßen darstellen:
 - **M. soleus:** IEMG: 50,0% / 50,0% (7 Vpn. / 7 Vpn.)
maximale Amplitude: 71,4% / 28,6% (10 Vpn. / 4 Vpn.)
 - **M. gastrocnemius lateralis :** IEMG: 21,4% / 78,6% (3 Vpn. / 11 Vpn.)
maximale Amplitude: 28,6% / 71,4% (4 Vpn. / 10 Vpn.)
 - **M. gastrocnemius medialis:** IEMG: 0,0% / 100% (0 Vpn. / 14 Vpn.)
maximale Amplitude: 28,6% / 71,4 (4 Vpn. / 10 Vpn.).
- c) Für differente Anteile des M. triceps surae lassen sich unterschiedliche Aktivierungsmuster *innerhalb der Sprungserie* (Vergleich Squat Jump / 1. / 2. Drop Jump) feststellen. Für den M. soleus ist ein Aktivitätsabfall diagnostizierbar, während die Anteile des M. gastrocnemius mit einem Anstieg der Muskelaktivität auf die Belastung reagieren.
- d) Im Vergleich differenzierter Anteile des M. triceps surae (*IEMG; maximale Amplitude*) sind für den **M. soleus – M. gastrocnemius lateralis** (unermüdet; M. soleus \Rightarrow höhere Aktivität) und für den **M. soleus – M. gastrocnemius medialis** (unermüdet; M. soleus \Rightarrow höhere Aktivität) **signifikante** Unterschiede nachweisbar.
- e) Beim Vergleich differenter Ermüdungsgrade (*IEMG*) kann für den **M. soleus** (unermüdet / teilmüdet / ermüdet) **kein signifikanter** Abfall der muskulären Aktivierung nachgewiesen werden. Der **M. gastrocnemius lateralis** (unermüdet / teilmüdet; unermüdet / ermüdet) und der **M. gastrocnemius medialis** (unermüdet /

teilermüdet; unermüdet / ermüdet) reagieren im Verlauf des Ermüdungsprozesses mit einem **signifikanten** Anstieg auf die induzierte Belastung.

- f) Der Vergleich differenter Ermüdungsgrade (*maximale Amplituden*) zeigt für den **M. soleus** (unermüdet / teilermüdet / ermüdet) **keinen signifikanten** Abfall der Muskelaktivität. Für den **M. gastrocnemius lateralis** (unermüdet / ermüdet; teilermüdet / ermüdet) und den **M. gastrocnemius medialis** (teilermüdet / ermüdet) kann ebenfalls **kein signifikanter** Anstieg der Muskelaktivität nachgewiesen werden. Der **M. gastrocnemius lateralis** (unermüdet / teilermüdet) sowie der **M. gastrocnemius medialis**. (unermüdet / teilermüdet; unermüdet / ermüdet) reagieren mit einem **signifikanten** Anstieg auf die induzierte Belastung.

Fazit:

- Im Verlauf des Ermüdungsprozesses reagieren differente Anteile des M. triceps surae mit veränderten muskulären Aktivitäten auf die fortschreitende Belastung (M. soleus – Aktivitätsabfall; M. gastrocnemius lateralis / medialis –Aktivitätszunahme).
- Der Vergleich der muskulären Aktivierung für differente Bewegungsmuster (Squat Jump / 1. Drop Jump / 2. Drop Jump) bestätigt diese Tendenz.
- Beim Vergleich der Muskelanteile des M. triceps surae sind mehrheitlich **keine signifikanten** Unterschiede nachweisbar (außer: M. soleus – M. gastrocnemius lateralis (unermüdet); M. soleus – M. gastrocnemius medialis (unermüdet) **signifikanter** Unterschied).
- Im Vergleich differenter Ermüdungsgrade können bis auf den M. soleus **signifikante** Unterschiede festgestellt werden.

6.2.2 Ergebnisse des Musculus quadriceps femoris

I) Darstellung:

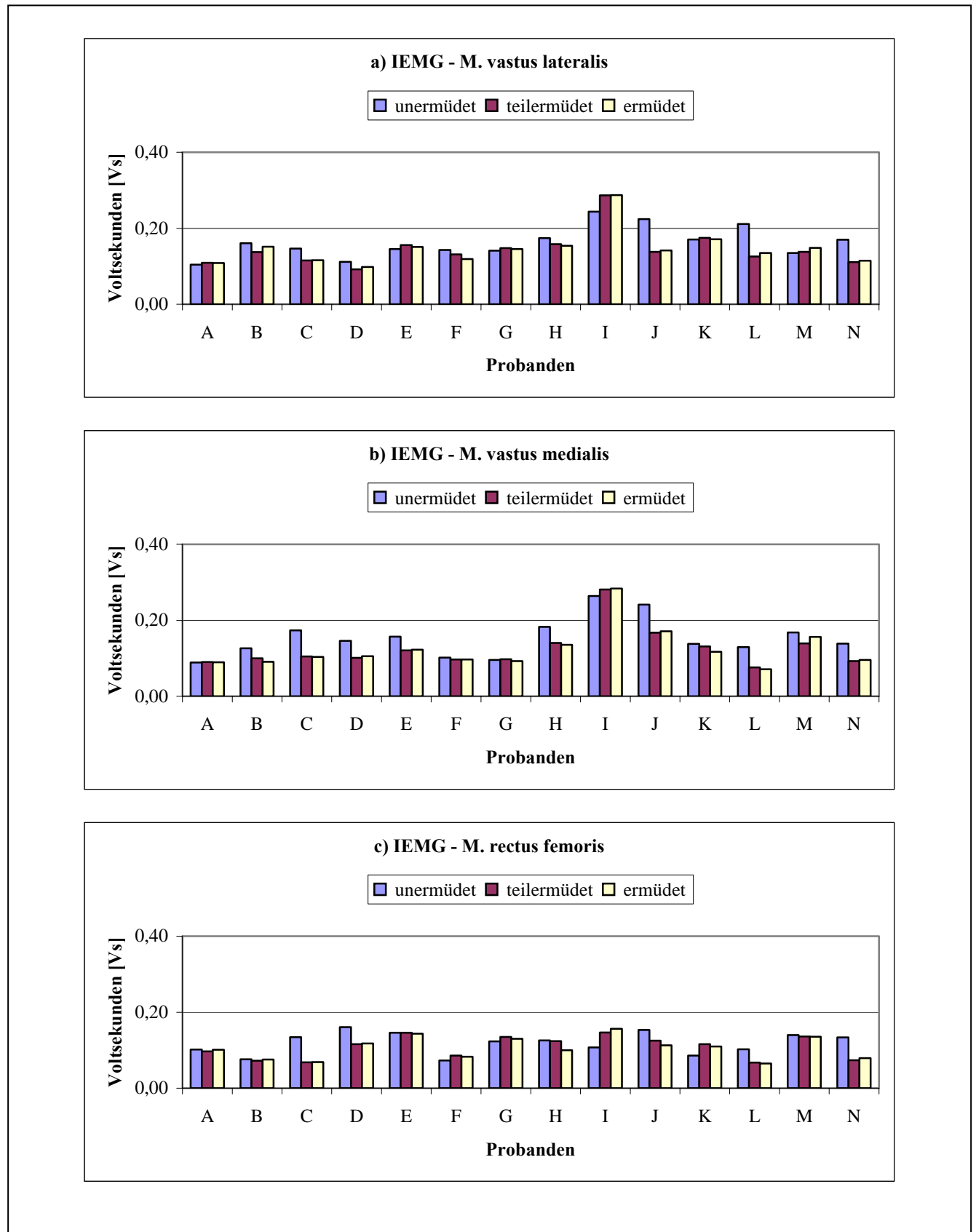


Abb. 50 a – c: Graphische Darstellung IEMG des M. quadriceps femoris für alle Probanden

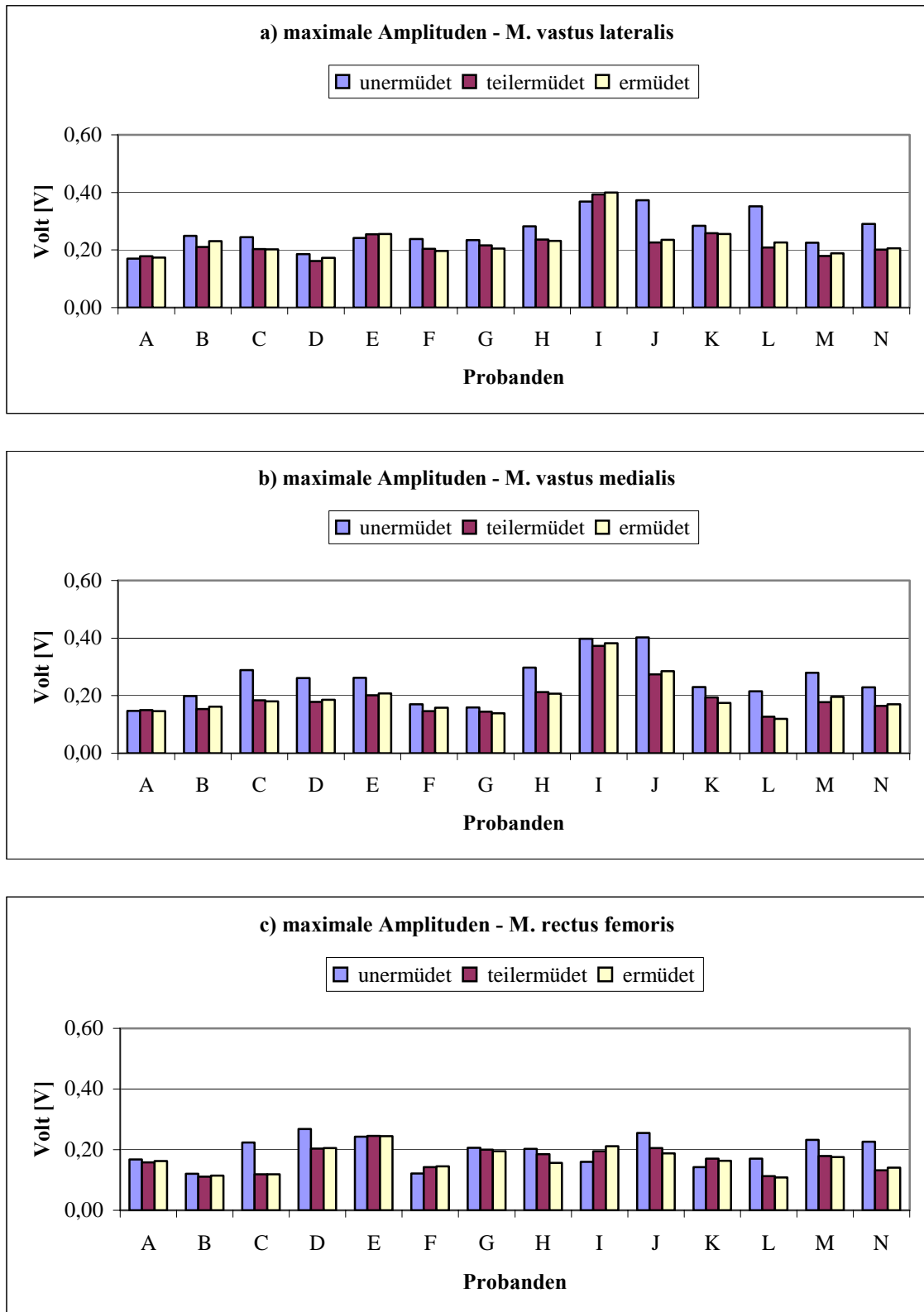


Abb. 51 a – c: Graphische Darstellung der maximalen Amplituden des M. quadriceps femoris für alle Probanden

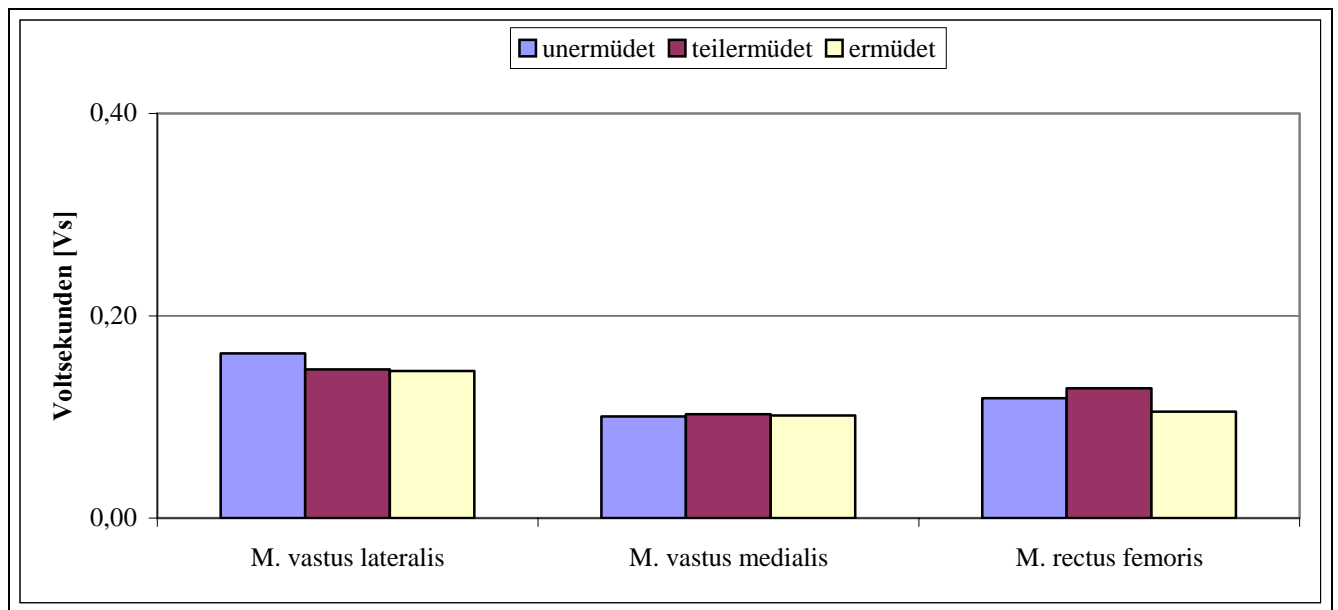


Abb. 52: Graphische Darstellung IEMG des M. quadriceps femoris im Gesamtüberblick (n = 14)

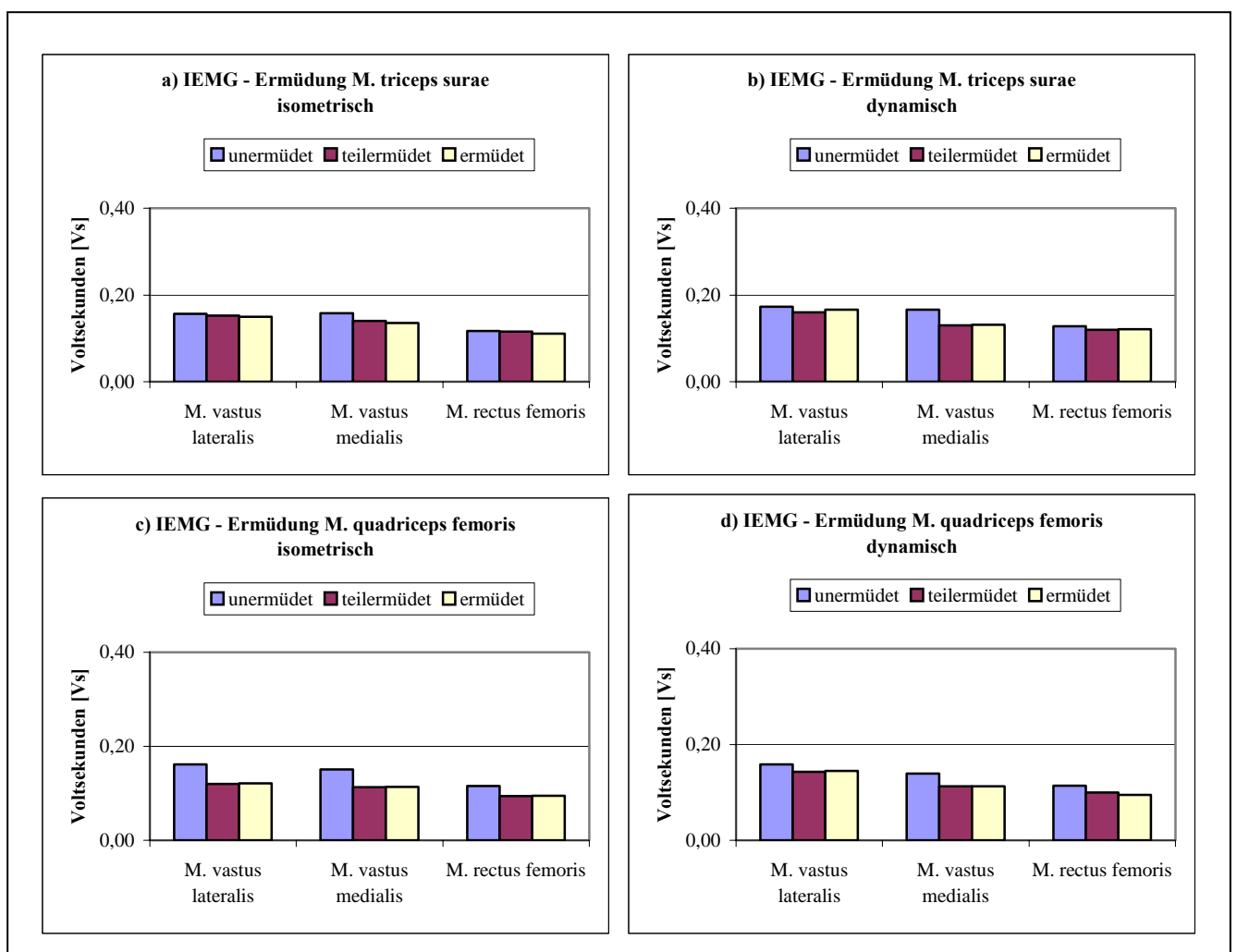


Abb. 53 a – d: Graphische Darstellung IEMG des M. quadriceps femoris bei differenten Ermüdungsprogrammen (n = 14)

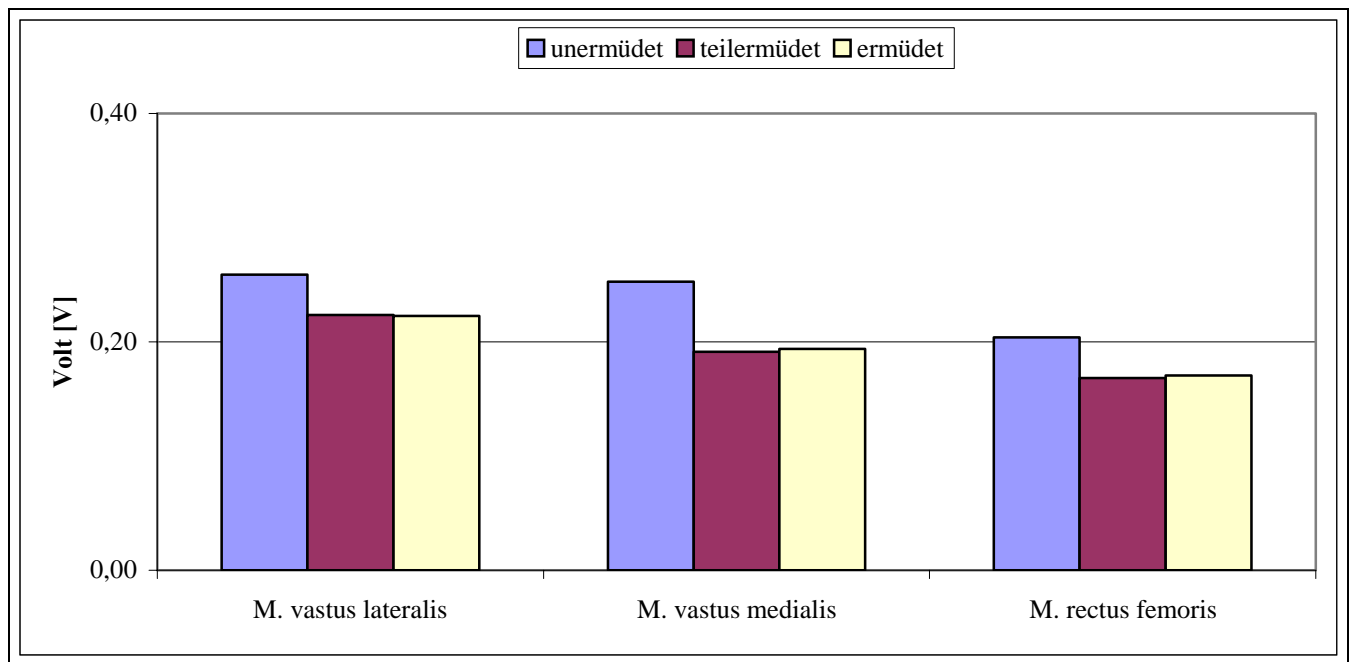


Abb. 54: Graphische Darstellung der maximalen Amplituden des M. quadriceps femoris im Gesamtüberblick (n = 14)

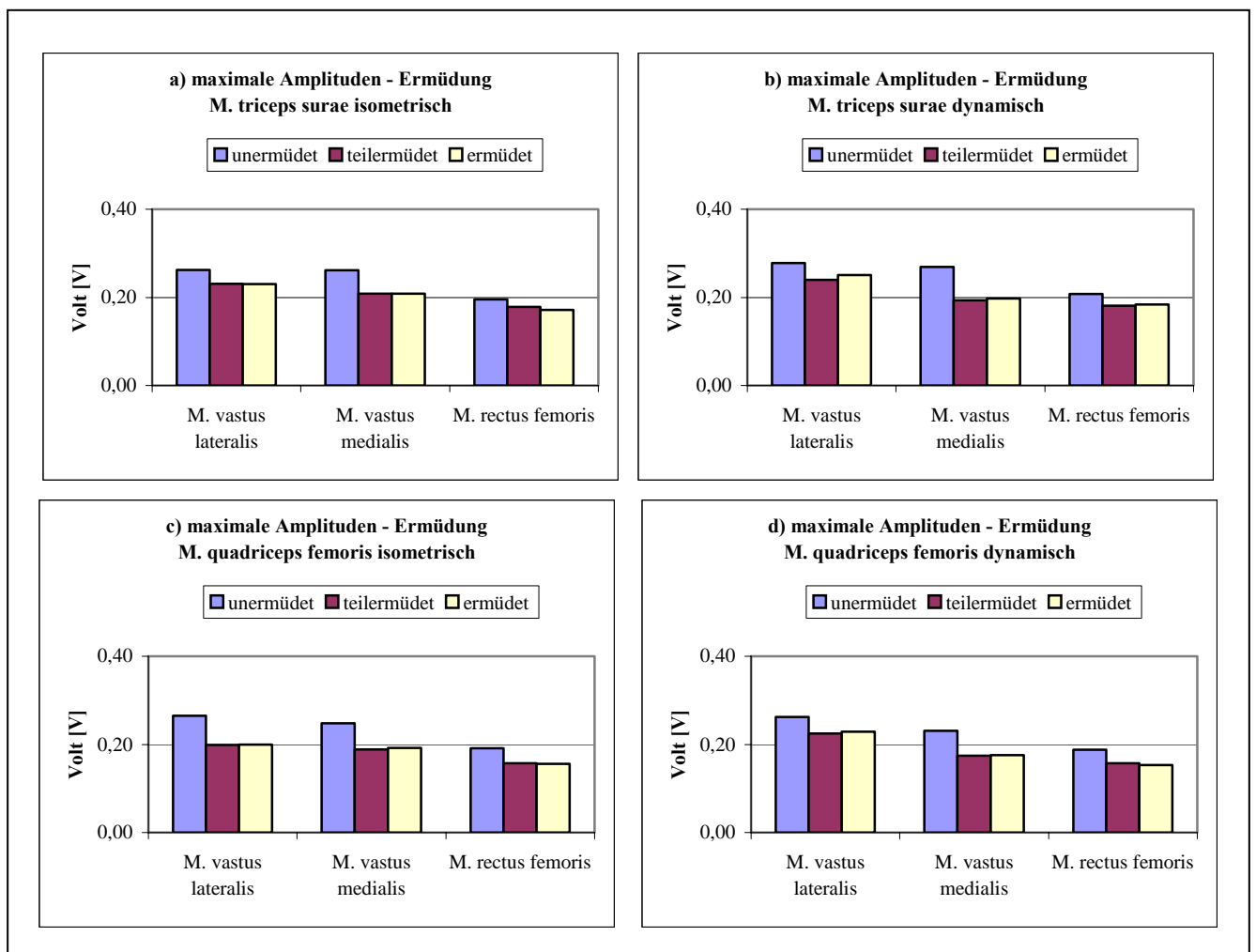


Abb. 55 a – d: Graphische Darstellung der maximalen Amplituden des M. quadriceps femoris bei differenten Ermüdungsprogrammen (n = 14)

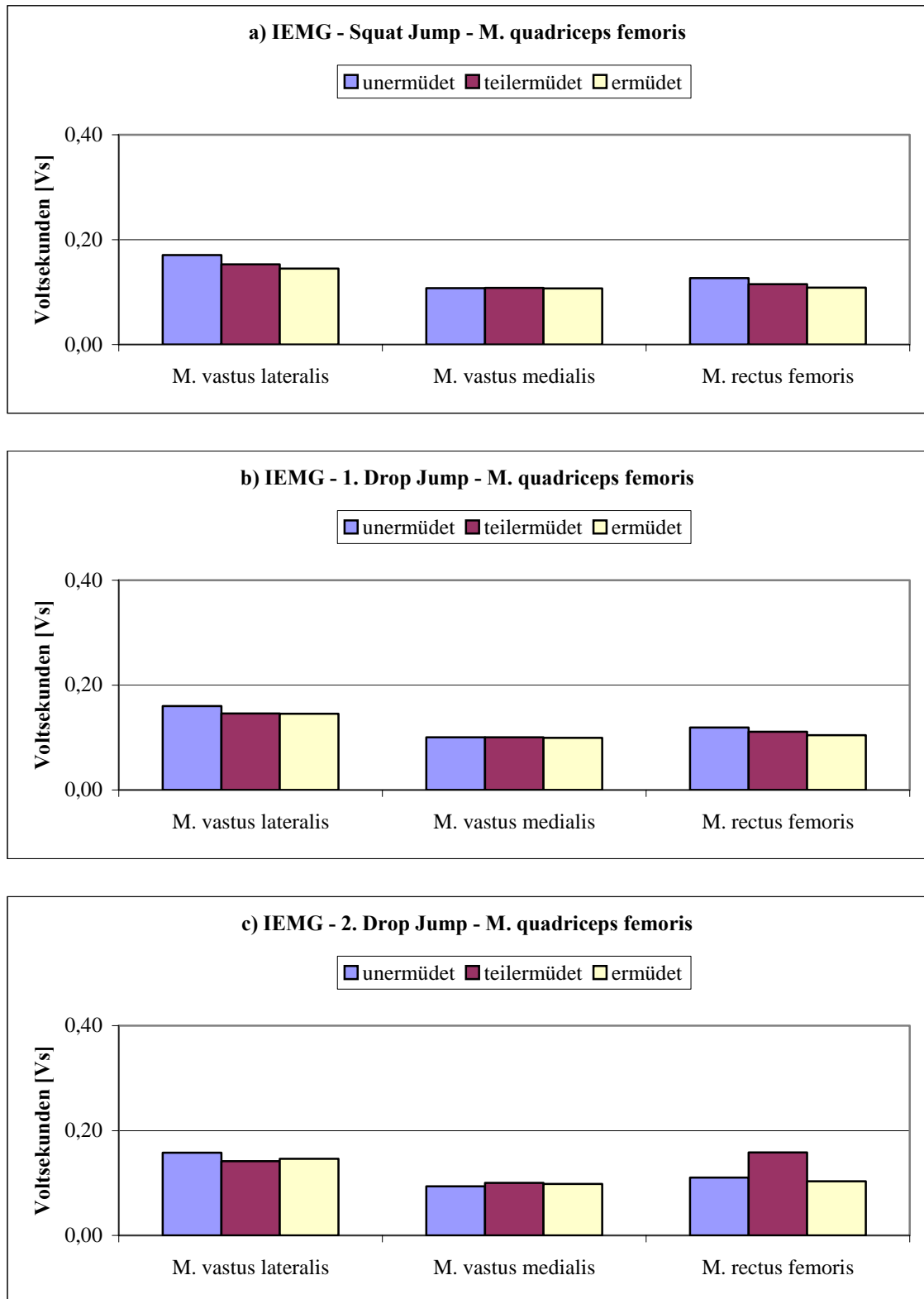


Abb. 56 a – c: Veränderung des IEMG im Squat Jump, 1. und 2. Drop Jump des M. quadriceps femoris (n = 14)

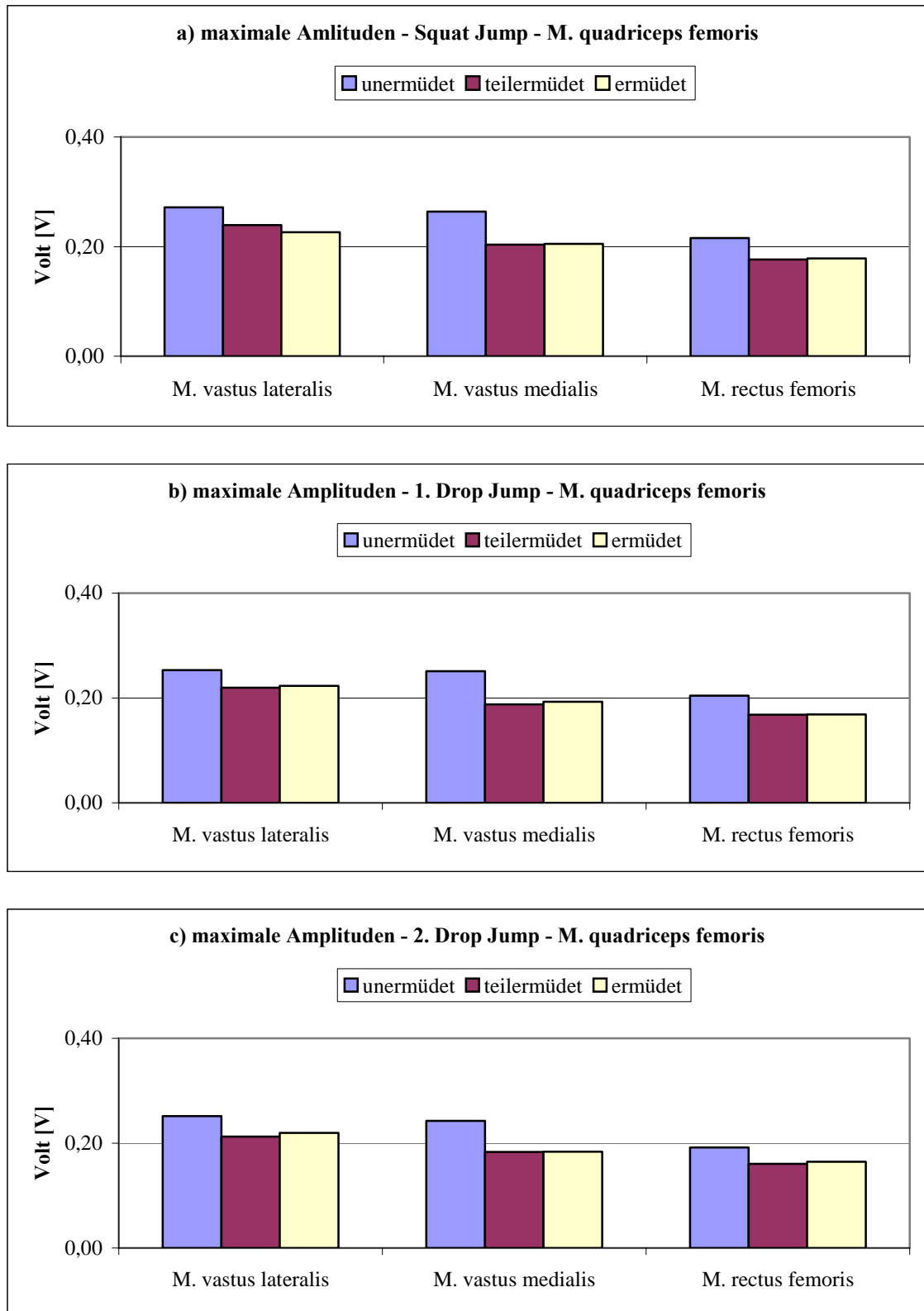


Abb. 57 a – c: Veränderung der maximalen Amplituden im Squat Jump, 1. und 2. Drop des M. quadriceps femoris (n = 14)

Tab. 33: Gruppenmittelwerte, Standardabweichung, Signifikanz der IEMG des M. quadriceps femoris bei lokaler Ermüdung (n = 14; p < 0,05)

	Mittelwert [Vs]	Standardabweichung [Vs]	Signifikanz
UNERMÜDET			
M. VASTUS LATERALIS – M. VASTUS MEDIALIS	0,1627 0,1006	0,0404 0,0269	*
M. VASTUS LATERALIS – M. RECTUS FEMORIS	0,1627 0,1187	0,0404 0,0282	*
M. VASTUS MEDIALIS – M. RECTUS FEMORIS	0,1006 0,1187	0,0269 0,0282	N.S.
TEILERMÜDET			
M. VASTUS LATERALIS – M. VASTUS MEDIALIS	0,1469 0,1028	0,0444 0,0316	*
M. VASTUS LATERALIS – M. RECTUS FEMORIS	0,1469 0,1283	0,0444 0,0679	*
M. VASTUS MEDIALIS – M. RECTUS FEMORIS	0,1028 0,1283	0,0316 0,0679	N.S.
ERMÜDET			
M. VASTUS LATERALIS – M. VASTUS MEDIALIS	0,1456 0,1016	0,0458 0,0329	*
M. VASTUS LATERALIS – M. RECTUS FEMORIS	0,1456 0,1054	0,0458 0,0290	*
M. VASTUS MEDIALIS – M. RECTUS FEMORIS	0,1016 0,1054	0,0329 0,0290	N.S.

Tab. 34: Gruppenmittelwerte, Standardabweichung, Signifikanz der maximalen Amplituden des M. quadriceps femoris bei lokaler Ermüdung (n = 14; p < 0,05))

	Mittelwert [V]	Standardabweichung [V]	Signifikanz
UNERMÜDET			
M. VASTUS LATERALIS – M. VASTUS MEDIALIS	0,2589 0,2527	0,0554 0,0784	N.S.
M. VASTUS LATERALIS – M. RECTUS FEMORIS	0,2589 0,2039	0,0554 0,0656	*
M. VASTUS MEDIALIS – M. RECTUS FEMORIS	0,2527 0,2039	0,0784 0,0656	*
TEILERMÜDET			
M. VASTUS LATERALIS – M. VASTUS MEDIALIS	0,2236 0,1914	0,0560 0,0640	*
M. VASTUS LATERALIS – M. RECTUS FEMORIS	0,2236 0,1684	0,0560 0,0408	*
M. VASTUS MEDIALIS – M. RECTUS FEMORIS	0,1914 0,1684	0,0640 0,0408	N.S.
ERMÜDET			
M. VASTUS LATERALIS – M. VASTUS MEDIALIS	0,2227 0,1937	0,0625 0,0670	*
M. VASTUS LATERALIS – M. RECTUS FEMORIS	0,2227 0,1706	0,0625 0,0368	*
M. VASTUS MEDIALIS – M. RECTUS FEMORIS	0,1937 0,1706	0,0670 0,0368	N.S.

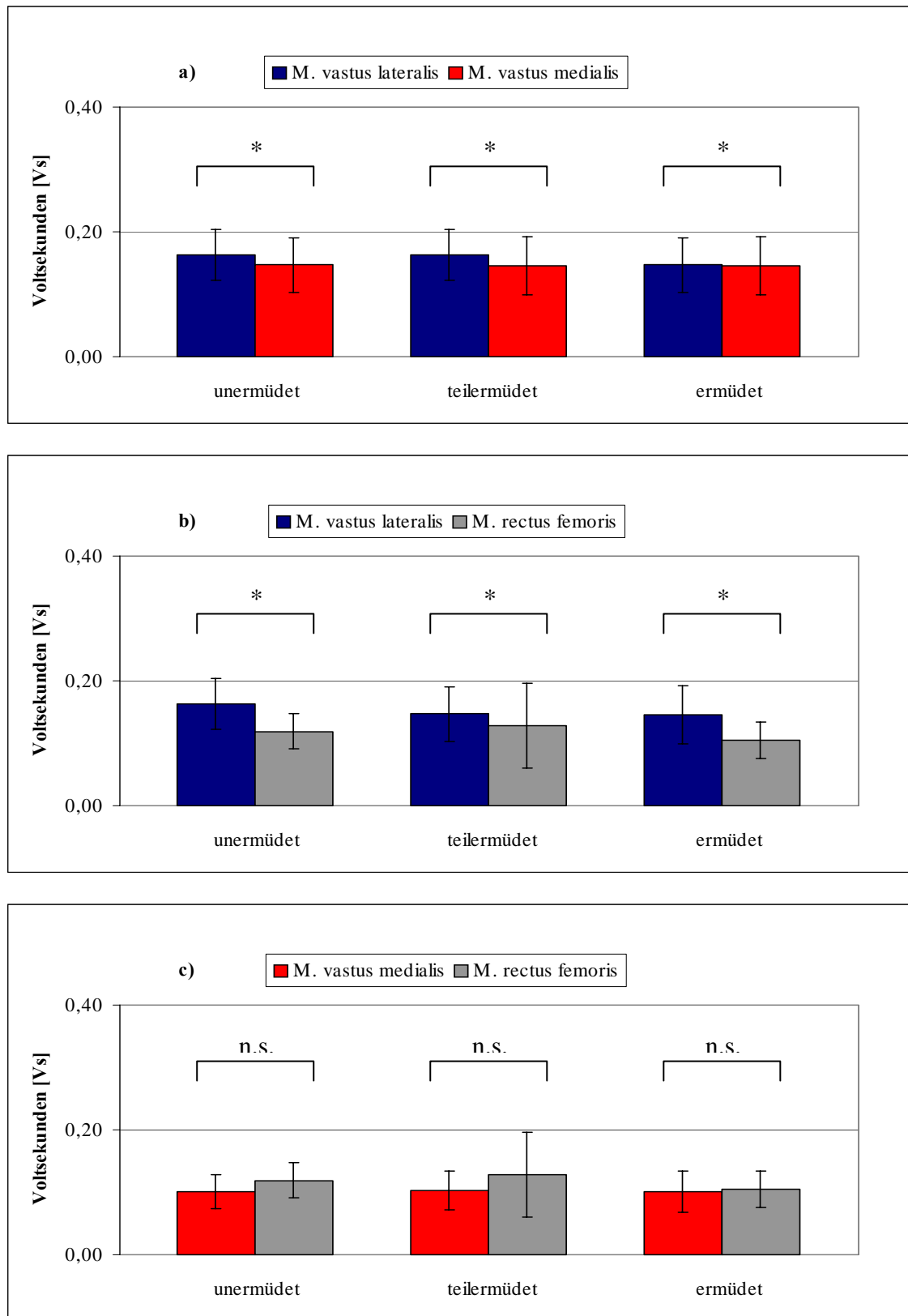


Abb. 58 a – c: Graphische Darstellung der Gruppenmittelwerte, Standardabweichung, Signifikanz der IEMG des M. quadriceps femoris bei lokaler Ermüdung (n = 14; p < 0,05)

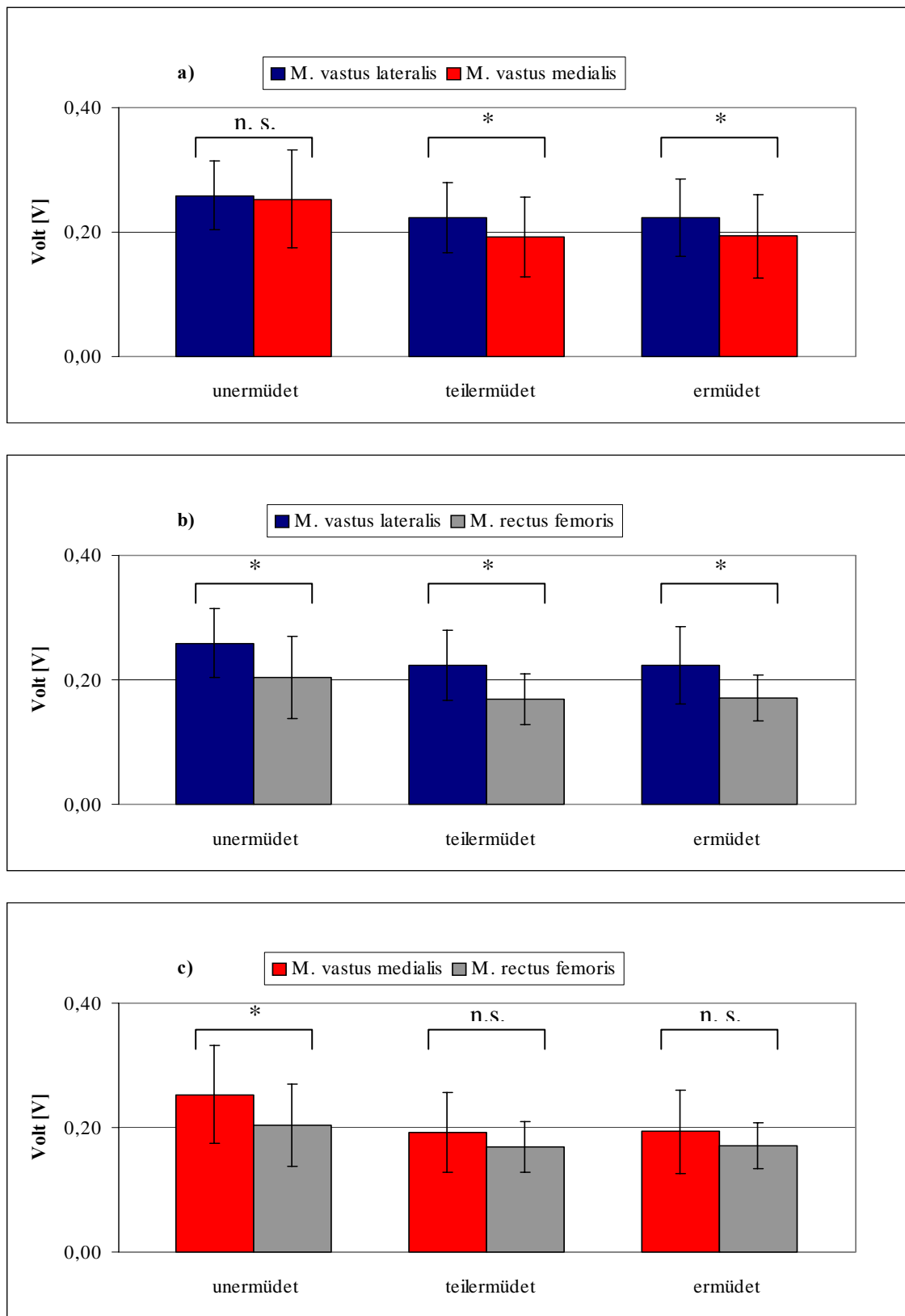


Abb. 59 a – c: Graphische Darstellung der Gruppenmittelwerte, Standardabweichung, Signifikanz der maximalen Amplituden des M. quadriceps femoris bei lokaler Ermüdung (n = 14; p < 0,05)

Tab. 35: Gruppenmittelwerte, Standardabweichung, Signifikanz der IEMG des M. quadriceps femoris bei lokaler Ermüdung für differente Ermüdungsgrade (n = 14; p < 0,05)

	Mittelwert [Vs]	Standardabweichung [Vs]	Signifikanz
M. VASTUS LATERALIS			
UNERMÜDET – TEILERMÜDET	0,1627 0,1469	0,0404 0,0444	N.S.
UNERMÜDET – ERMÜDET	0,1627 0,1456	0,0404 0,0458	N.S.
TEILERMÜDET – ERMÜDET	0,1469 0,1456	0,0444 0,0458	N.S.
M. VASTUS MEDIALIS			
UNERMÜDET – TEILERMÜDET	0,1006 0,1028	0,0269 0,0316	N.S.
UNERMÜDET – ERMÜDET	0,1006 0,1016	0,0269 0,0329	N.S.
TEILERMÜDET – ERMÜDET	0,1028 0,1016	0,0316 0,0329	N.S.
M. RECTUS FEMORIS			
UNERMÜDET – TEILERMÜDET	0,1187 0,1283	0,0282 0,0679	N.S.
UNERMÜDET – ERMÜDET	0,1187 0,1054	0,0282 0,0290	N.S.
TEILERMÜDET – ERMÜDET	0,1283 0,1054	0,0679 0,0290	N.S.

Tab. 36: Gruppenmittelwerte, Standardabweichung, Signifikanz der maximalen Amplituden des M. quadriceps femoris bei lokaler Ermüdung für differente Ermüdungsgrade (n = 14; p < 0,05)

	Mittelwert [V]	Standardabweichung [V]	Signifikanz
M. VASTUS LATERALIS			
UNERMÜDET – TEILERMÜDET	0,2589 0,2236	0,0554 0,0560	*
UNERMÜDET – ERMÜDET	0,2589 0,2227	0,0554 0,0625	*
TEILERMÜDET – ERMÜDET	0,2236 0,2227	0,0560 0,0625	N.S.
M. VASTUS MEDIALIS			
UNERMÜDET – TEILERMÜDET	0,2527 0,1914	0,0784 0,0640	*
UNERMÜDET – ERMÜDET	0,2527 0,1937	0,0784 0,0670	*
TEILERMÜDET – ERMÜDET	0,1914 0,1937	0,0640 0,0670	N.S.
M. RECTUS FEMORIS			
UNERMÜDET – TEILERMÜDET	0,2039 0,1684	0,0656 0,0408	N.S.
UNERMÜDET – ERMÜDET	0,2039 0,1706	0,0656 0,0368	N.S.
TEILERMÜDET – ERMÜDET	0,1684 0,1706	0,0308 0,0368	N.S.

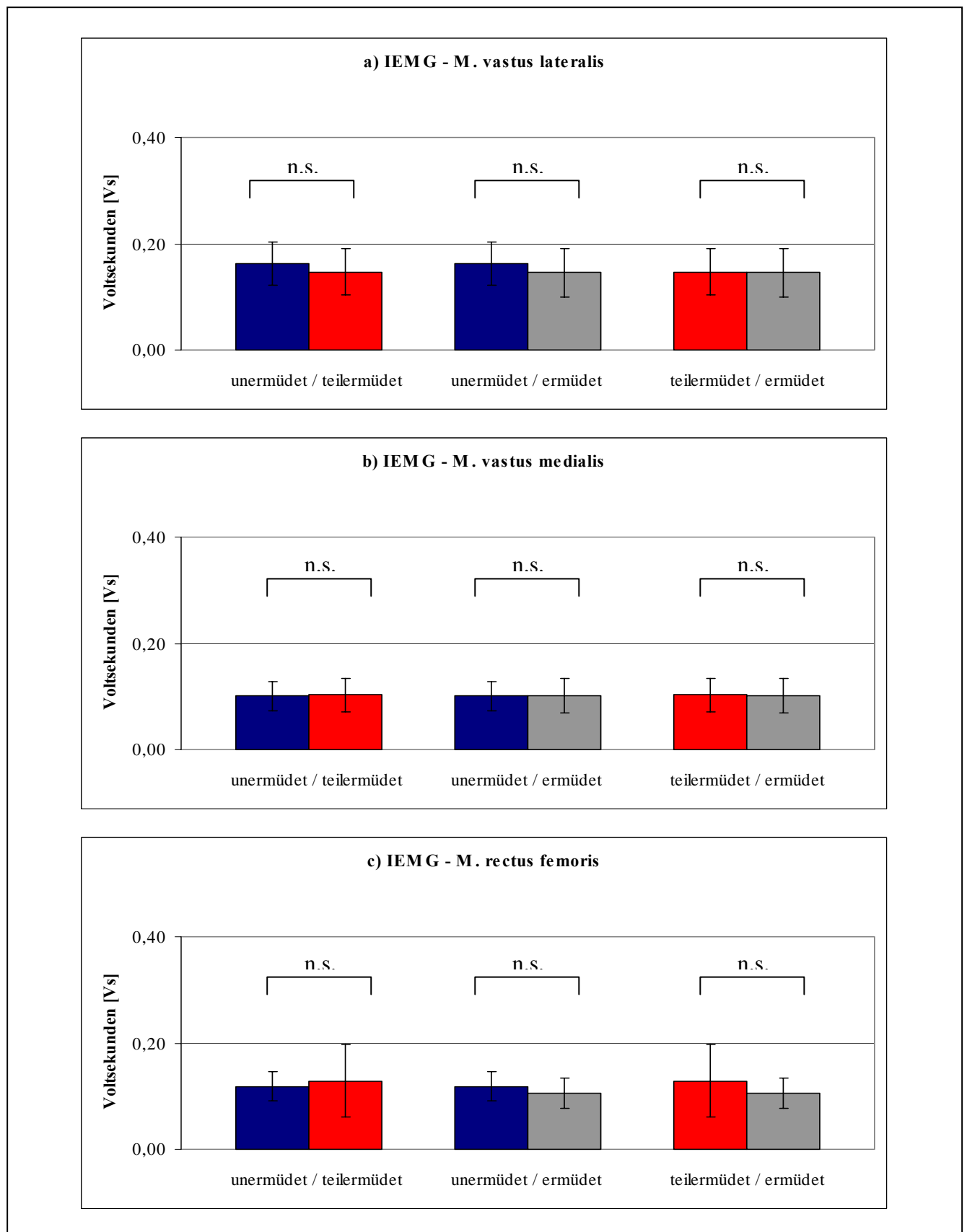


Abb. 60 a – c: Graphische Darstellung der Gruppenmittelwerte, Standardabweichung, Signifikanz der IEMG des M. quadriceps femoris bei lokaler Ermüdung für differente Ermüdungsgrade (n = 14; p < 0,05)

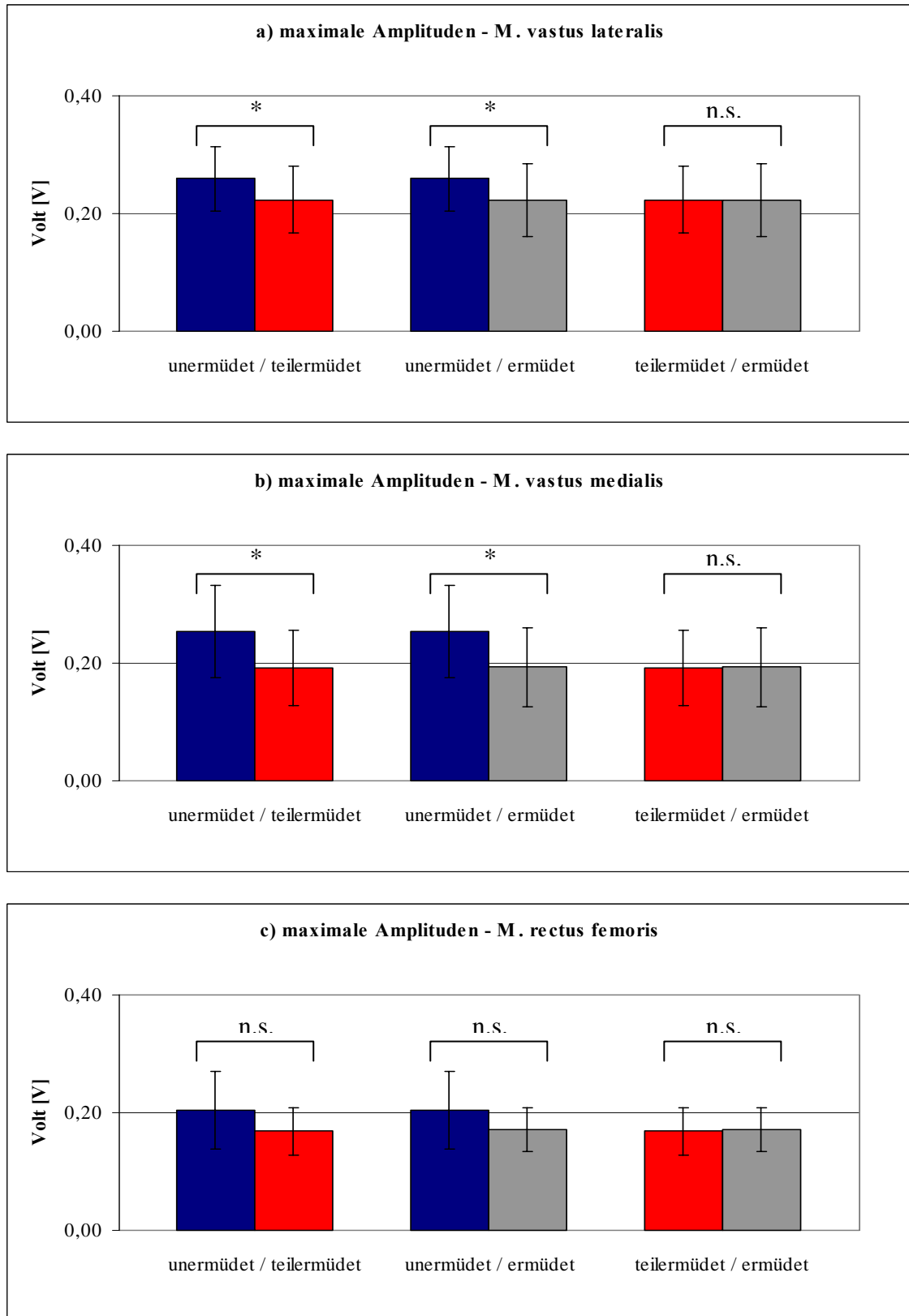


Abb. 61 a – c: Graphische Darstellung der Gruppenmittelwerte, Standardabweichung, Signifikanz der maximalen Amplituden des M. quadriceps femoris bei lokaler Ermüdung für differente Ermüdungsgrade (n=14; $p < 0,05$)

II) Analyse: Aus der Betrachtung und Beurteilung der dargestellten IEMG – Werte und der maximalen Amplituden sowie der statistisch aufbereiteten Daten lassen sich für den M. quadriceps femoris bei fortschreitender lokaler Ermüdung folgende Aussagen treffen:

- a) Differenten Anteile des M. quadriceps femoris reagieren tendenziell auf eine gezielte lokale Ermüdung mit einer Abnahme der muskulären Aktivierung.
- b) Das Verhältnis Abnahme / Zunahme der Muskelaktivität differenzierter Anteile des M. quadriceps femoris lässt sich für die Probandengruppe folgendermaßen darstellen:
 - **M. vastus lateralis:** IEMG: 57,1% / 42,9% (8 Vpn. / 6 Vpn.)
maximale Amplitude: 78,6% / 21,4% (11 Vpn. / 3 Vpn.)
 - **M. vastus medialis:** IEMG: 85,7% / 14,3% (12 Vpn. / 2 Vpn.)
maximale Amplitude: 100% / 0,0% (14 Vpn. / 0 Vpn.)
 - **M. rectus femoris:** IEMG: 71,4% / 28,6% (10 Vpn. / 4 Vpn.)
maximale Amplitude: 71,4% / 28,6% (10Vpn. / 4 Vpn.).
- c) Für differenten Anteile des M. quadriceps femoris lassen sich keine unterschiedlichen Aktivierungsmuster *innerhalb der Sprungserie* (Vergleich Squat Jump / 1. / 2. Drop Jump) feststellen:
➤ Das muskuläre System reagiert mit einer Abnahme der Aktivität.
- d) Im Vergleich differenzierter Anteile des M. quadriceps femoris (*IEMG*) sind für den **M. vastus lateralis – M. vastus medialis** (M. vastus lateralis ⇒ höhere Aktivität) sowie den **M. vastus lateralis – M. rectus femoris** (M. vastus lateralis ⇒ höhere Aktivität) **signifikante** Unterschiede nachweisbar.
- e) Im Vergleich differenzierter Anteile des M. quadriceps femoris (*maximale Amplitude*) ist nur für den **M. vastus lateralis – M. rectus femoris** (M. vastus lateralis ⇒ höhere Aktivität) ein **signifikanter** Unterschied nachweisbar.
- f) Beim Vergleich differenten Ermüdungsgrade (*IEMG*) reagieren die Anteile des **M. quadriceps femoris** mit **keiner signifikanten** Veränderung auf die induzierte Belastung.

- g) Beim Vergleich differenter Ermüdungsgrade (*maximale Amplituden*) kann für den **M. vastus lateralis** (unermüdet / teilermüdet; unermüdet / ermüdet) und den **M. vastus medialis** (unermüdet / teilermüdet; unermüdet / ermüdet) ein **signifikanter** Abfall der Muskelaktivität nachgewiesen werden. Der **M. vastus lateralis** (teilermüdet / ermüdet), **M. vastus medialis** (teilermüdet / ermüdet) und **M. rectus femoris** (unermüdet / teilermüdet / ermüdet) reagieren mit **keiner signifikanten** Veränderung auf die induzierte Belastung.

Fazit:

- Die lokale Ermüdung führt generell zu einer Abnahme der Aktivität bei allen Anteilen des M. quadriceps femoris.
- Der Vergleich differenter Bewegungsmuster (Squat Jump / 1. Drop Jump / 2. Drop Jump) verdeutlicht einen Aktivitätsverlust im Verlauf der Belastung.
- Im Vergleich der Anteile des M. quadriceps femoris untereinander sind nur für den M. vastus lateralis – M. vastus medialis (IEMG), M. vastus lateralis – M. rectus femoris (IEMG), M. vastus lateralis – M. rectus femoris (maximale Amplituden) **signifikante** Unterschiede nachweisbar.
- Bezüglich des Vergleichs differenter Ermüdungsgrade (IEMG) lassen sich für die einzelnen Anteile des M. quadriceps femoris **keine signifikanten** Unterschiede feststellen.
- Beim Vergleich differenter Ermüdungsgrade (maximale Amplituden) sind nur für den M. vastus lateralis (unermüdet / teilermüdet; unermüdet / ermüdet) sowie den M. vastus medialis (unermüdet / teilermüdet; unermüdet / ermüdet) **signifikante** Unterschiede nachweisbar.

6.3 Ergebnisse kinematischer Parameter

Die Kinematik beschreibt die Bewegungsabläufe aus geometrischer Sicht und vernachlässigt die verursachenden Kräfte und ihre Wirkungsweise. Von besonderem Interesse sind Fragen der rotatorischen und translatorischen Veränderungen wie Geschwindigkeit, Veränderungen der verschiedenen Winkelpositionen insbesondere Hüftgelenk-, Kniegelenkwinkel sowie Veränderungen des Körperschwerpunktes.

In diesem Zusammenhang interessiert unter anderem, ob sich mit zunehmender Ermüdung kinematische Parameter ändern, sich bestimmte Regelmäßigkeiten verdeutlichen lassen und welche Kompensationsmechanismen phänomenologisch in Erscheinung treten.

Für die kinematische 2 – D – Analyse wurde das Programm MOTIOLYSE der Universität Bielefeld in die Untersuchung einbezogen; die Bilddigitalisierung erfolgte mit dem Bildbearbeitungssystem DIVAS 2.0 (Datenhaus GmbH, 1999). Mit Hilfe dieser Systeme ist es möglich für jeden einzelnen Sprung, für jedes vorher definierte Modellitem wie Kopf, Schulter, Hüfte, Knie und Fuß die Koordinaten zu jedem möglichem Zeitpunkt der Bewegung zu bestimmen und graphisch darzustellen. Gleiches gilt für die Erfassung und Darstellung der kinematischen Größen Beschleunigung und Geschwindigkeit sowie zur Erstellung eines Modells für den Körperschwerpunkt, um die Bewegung des menschlichen Körpers zu verdeutlichen. Die Gesamtmasse wird modellhaft in einem Punkt angenommen, an dem auch alle äußeren Kräfte angreifen (RÖTHING / GRÖSSING / ROTH, 1990; ROTH / WILLIMCZIK, 1999). Für die Bestimmung des Körperschwerpunktes wurden in Anlehnung an FISCHER die relativen Gewichte und Schwerpunktradien der Körpersegmente verwendet:

Tab. 37 : Körpersegmente und deren Gewichtung (vgl. HOCHMUTH, 1971)

Körpersegment	Gewichtung
• KOPF	$0,070 * 1 = 0,070$
• HAND	$0,010 * 2 = 0,020$
• HANDGELENK	$0,008 * 2 = 0,016$
• ELLENBOGENGELENK	$0,026 * 2 = 0,052$
• SCHULTERGELENK	$0,136 * 2 = 0,272$
• HÜFTGELENK	$0,162 * 2 = 0,324$
• KNIEGELENK	$0,082 * 2 = 0,164$
• FUßGELENK	$0,021 * 2 = 0,042$
• FUß	$0,020 * 2 = 0,040$

6.3.1 Körperschwerpunkt (KSP)

I) Darstellung: Die nachfolgende Abbildung 62 a – d zeigt exemplarisch den Verlauf des Körperschwerpunktes für einen ausgewählten Probanden bei fortschreitender lokaler Ermüdung für die ausgeführte Kontrollübung (Squat Jump / Drop Jump / Drop Jump). Die graphischen Darstellungen sind so aufbereitet, dass die Diagramme den Körperschwerpunktverlauf während des Ermüdungsprogramms synchronisiert (\Rightarrow Überlappung) dokumentieren. Für die Darstellungen wurde jeweils ein Sprung zu Beginn der lokalen Ermüdung, während der lokalen Ermüdung und am Ende des Ermüdungsprogramms ausgewählt. Trotz unterschiedlicher Ermüdungsgrade lassen sich nur geringfügige Unterschiede bezüglich der Bewegungsstruktur feststellen (vgl. THORHAUER et al., 2001; MICHEL, 2003).

Die Tabellen 38, 40 und 42 geben Auskunft über den Verlauf des Körperschwerpunktes bei maximaler Flexion bzw. Extension im Kniegelenk für differente Ermüdungsstadien. Die graphische Darstellung erfolgt in den Abbildungen 63, 65 und 67. Vertikale Veränderungen im Verlauf des Ermüdungsprozesses sind in den Tabellen 39, 41 und 43 und in den Abbildungen 64, 66 und 68 dargestellt. Tabellarisch sind die Gruppenmittelwerte, Standardabweichung und Signifikanz des Körperschwerpunktes bei maximaler Flexion und Extension aufgeführt (Tab. 44, 45). In den Abbildungen 69 und 70 sind diese Ergebnisse veranschaulicht.

Die statistische Absicherung erfolgte durch den BARTLETT – Test (Varianzenhomogenität), ANOVA (Mittelwertsvergleich), F – Test (Varianzenhomogenität) und T – Test (Mittelwertvergleich). Hierbei ergaben sich keine signifikanten Gruppendifferenzen, weshalb die Ergebnisse nicht gesondert aufgeführt sind.

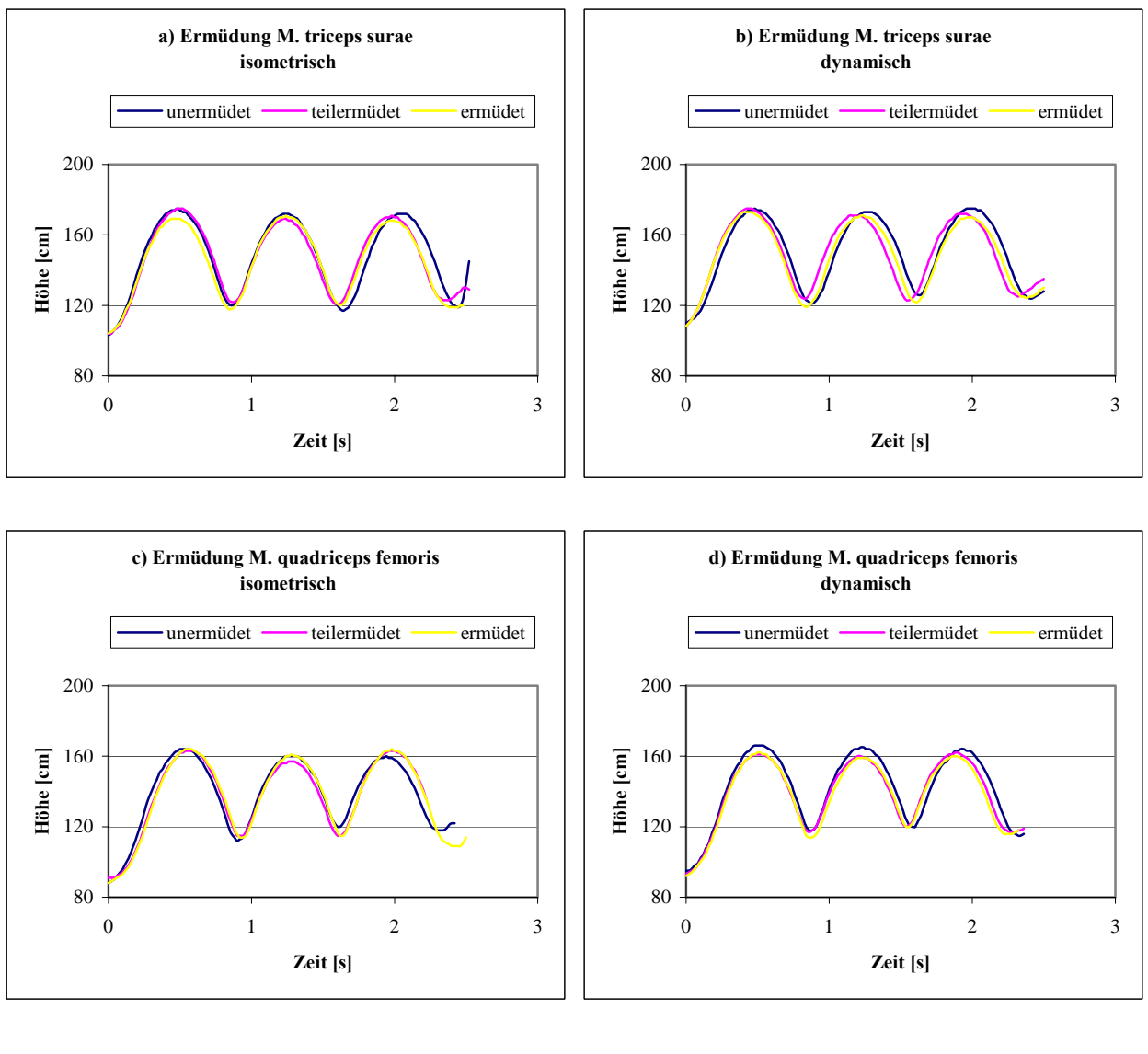


Abb. 62 a – d: Körperschwerpunktverläufe eines ausgewählten Probanden für differente Ermüdungsprogramme

Tab. 38: Höhe KSP (Absprung – maximale Flexion im Kniegelenk)

Proband	KSP – Höhe unermüdet [cm]	KSP – Höhe teilermüdet [cm]	KSP – Höhe ermüdet [cm]
A	99	99	98
B	102	102	101
C	114	114	117
D	108	108	108
E	114	115	116
F	108	106	107
G	112	110	110
H	110	111	115
I	89	90	91
J	99	100	102
K	111	109	108
L	109	111	111
M	111	111	105
N	102	95	94
X_M	106	106	106
Σ	7,2	7,5	8,0
V	6,7 %	7,1 %	7,5 %
MIN	89	90	91
MAX	114	114	117
R	25	24	26

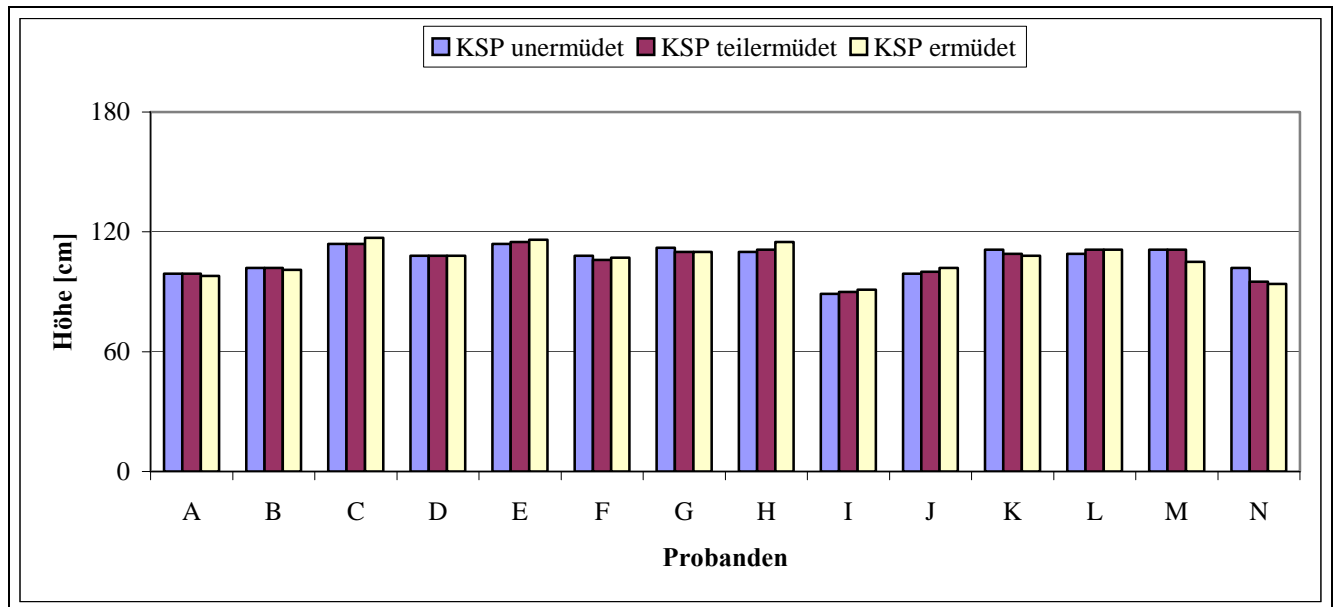


Abb. 63: Graphische Darstellung KSP – Höhe für alle Probanden – KSP unermüdet / teilermüdet / ermüdet (Absprung – maximale Flexion im Kniegelenk)

Tab. 39: Veränderung KSP – Höhe (Absprung – maximale Flexion im Kniegelenk)

Proband	KSP – Veränderung unermüdet zu teilermüdet [cm]	KSP – Veränderung teilermüdet zu ermüdet [cm]	KSP – Veränderung unermüdet zu ermüdet [cm]
A	0 ⇒ KEINE VERÄNDERUNG	1 ⇒ ABSENKUNG	1 ⇒ ABSENKUNG
B	0 ⇒ KEINE VERÄNDERUNG	1 ⇒ ABSENKUNG	1 ⇒ ABSENKUNG
C	0 ⇒ KEINE VERÄNDERUNG	3 ⇒ ANSTIEG	3 ⇒ ANSTIEG
D	0 ⇒ KEINE VERÄNDERUNG	0 ⇒ KEINE VERÄNDERUNG	0 ⇒ KEINE VERÄNDERUNG
E	1 ⇒ ANSTIEG	1 ⇒ ANSTIEG	2 ⇒ ANSTIEG
F	2 ⇒ ABSENKUNG	1 ⇒ ANSTIEG	1 ⇒ ABSENKUNG
G	2 ⇒ ABSENKUNG	0 ⇒ KEINE VERÄNDERUNG	0 ⇒ KEINE VERÄNDERUNG
H	1 ⇒ ANSTIEG	4 ⇒ ANSTIEG	5 ⇒ ANSTIEG
I	1 ⇒ ANSTIEG	1 ⇒ ANSTIEG	2 ⇒ ANSTIEG
J	1 ⇒ ANSTIEG	2 ⇒ ANSTIEG	3 ⇒ ANSTIEG
K	2 ⇒ >ABSENKUNG	1 ⇒ ABSENKUNG	3 ⇒ ABSENKUNG
L	2 ⇒ ANSTIEG	0 ⇒ KEINE VERÄNDERUNG	2 ⇒ ANSTIEG
M	0 ⇒ KEINE VERÄNDERUNG	6 ⇒ ABSENKUNG	6 ⇒ ABSENKUNG
N	7 ⇒ ABSENKUNG	1 ⇒ ABSENKUNG	8 ⇒ ABSENKUNG
X_M	1,4	1,6	2,6
Σ	1,8	1,7	2,3
V	128,6 %	106,3 %	88,5 %

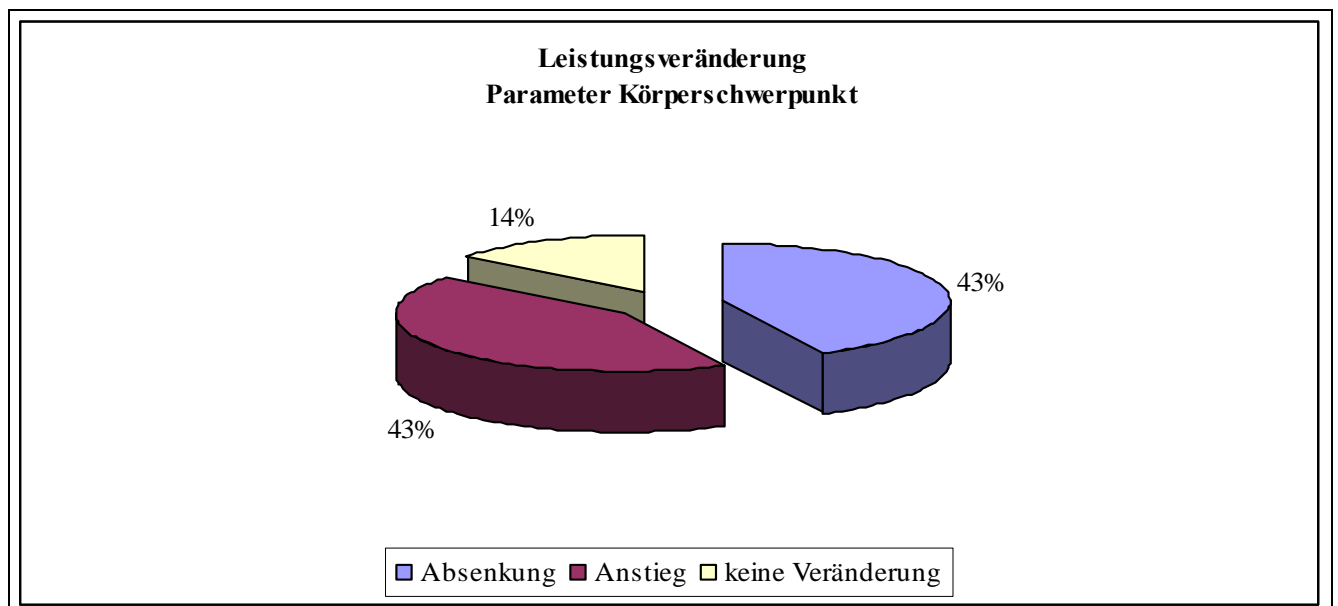


Abb. 64: Prozentuale Verteilung der Leistungsveränderung des KSP (Bezug: Sprungserie unermüdet / ermüdet; Absprung – maximale Flexion im Kniegelenk; n = 14)

Tab. 40: Höhe KSP (Landung – maximale Flexion im Kniegelenk)

Proband	KSP – Höhe unermüdet [cm]	KSP – Höhe teilermüdet [cm]	KSP – Höhe ermüdet [cm]
A	119	120	118
B	125	122	125
C	134	133	133
D	126	126	124
E	143	144	136
F	128	128	133
G	131	130	130
H	136	131	130
I	104	105	104
J	128	128	129
K	128	127	126
L	137	141	134
M	137	133	124
N	120	122	121
X_M	128	128	126
Σ	9,7	9,4	8,2
V	7,6 %	7,4 %	6,5 %
MIN	104	105	104
MAX	143	144	136
R	39	39	32

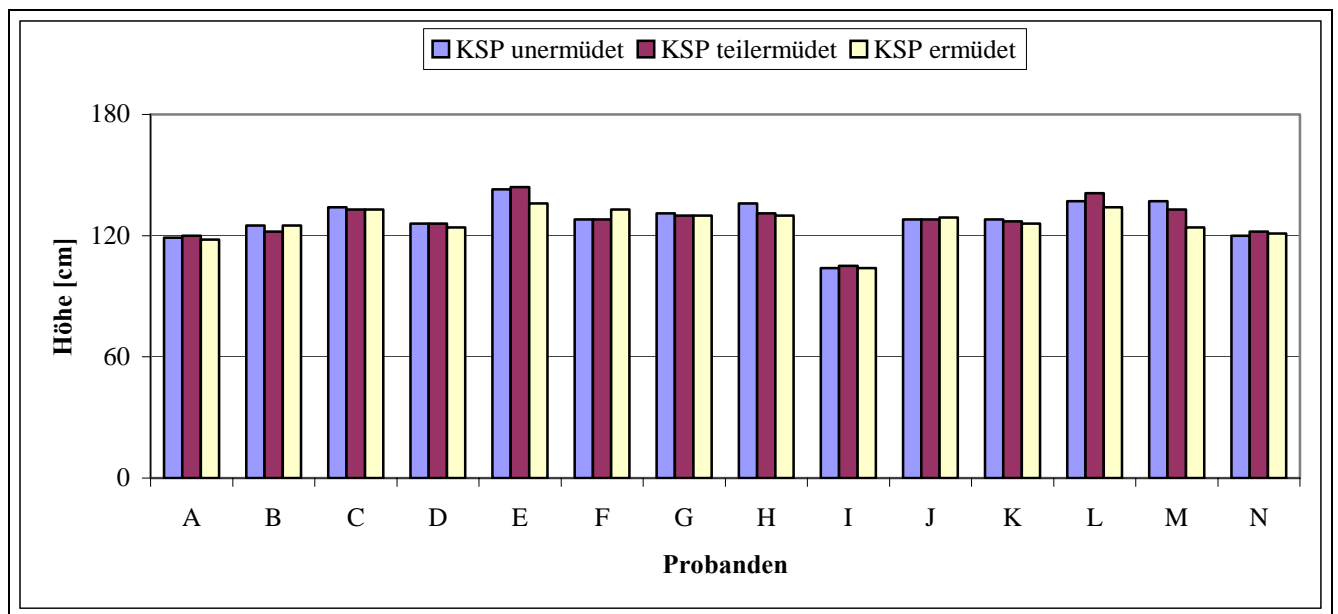


Abb. 65: Graphische Darstellung KSP – Höhe für alle Probanden – KSP unermüdet / teilermüdet / ermüdet (Landung – maximale Flexion im Kniegelenk)

Tab. 41: Veränderung KSP – Höhe (Landung – maximale Flexion im Kniegelenk)

Proband	KSP – Veränderung unermüdet zu teilermüdet [cm]	KSP – Veränderung teilermüdet zu ermüdet [cm]	KSP – Veränderung unermüdet zu ermüdet [cm]
A	1 ⇒ ANSTIEG	2 ⇒ ABSENKUNG	1 ⇒ ABSENKUNG
B	3 ⇒ ABSENKUNG	3 ⇒ ANSTIEG	0 ⇒ KEINE VERÄNDERUNG
C	1 ⇒ ABSENKUNG	0 ⇒ KEINE VERÄNDERUNG	1 ⇒ ABSENKUNG
D	0 ⇒ KEINE VERÄNDERUNG	2 ⇒ ABSENKUNG	2 ⇒ ABSENKUNG
E	1 ⇒ ANSTIEG	8 ⇒ ABSENKUNG	7 ⇒ ABSENKUNG
F	0 ⇒ KEINE VERÄNDERUNG	5 ⇒ ANSTIEG	5 ⇒ ANSTIEG
G	1 ⇒ ABSENKUNG	0 ⇒ KEINE VERÄNDERUNG	1 ⇒ ABSENKUNG
H	5 ⇒ ABSENKUNG	1 ⇒ ABSENKUNG	6 ⇒ ABSENKUNG
I	1 ⇒ ANSTIEG	1 ⇒ ABSENKUNG	0 ⇒ KEINE VERÄNDERUNG
J	0 ⇒ KEINE VERÄNDERUNG	1 ⇒ ANSTIEG	1 ⇒ ANSTIEG
K	1 ⇒ ABSENKUNG	1 ⇒ ABSENKUNG	2 ⇒ ABSENKUNG
L	4 ⇒ ANSTIEG	7 ⇒ ABSENKUNG	3 ⇒ ABSENKUNG
M	4 ⇒ ABSENKUNG	9 ⇒ ABSENKUNG	13 ⇒ ABSENKUNG
N	2 ⇒ ANSTIEG	1 ⇒ ABSENKUNG	1 ⇒ ANSTIEG
X_M	1,7	2,9	3,1
Σ	1,6	3,0	3,6
V	94,1 %	103,4 %	116,1 %

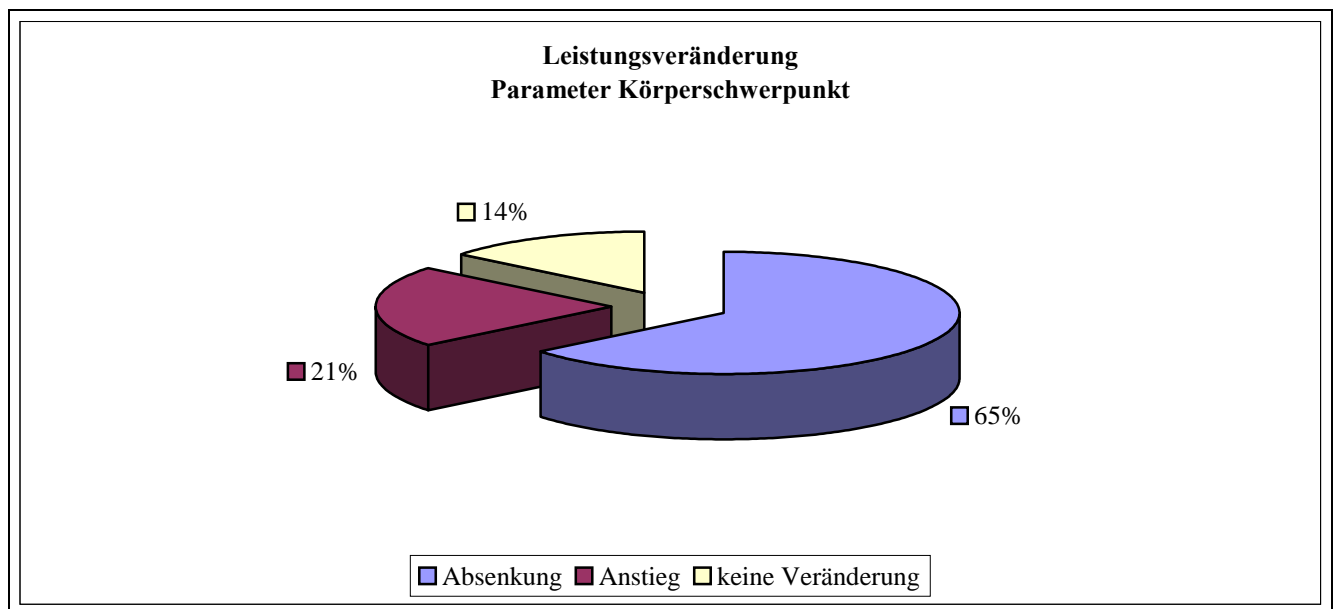


Abb. 66: Prozentuale Verteilung der Leistungsveränderung des KSP (Bezug: Sprungserie unermüdet / ermüdet; Landung – maximale Flexion im Kniegelenk; n = 14)

Tab. 42: Höhe KSP (Flugphase – maximale Extension im Kniegelenk)

Proband	KSP – Höhe unermüdet [cm]	KSP – Höhe teilermüdet [cm]	KSP – Höhe ermüdet [cm]
A	168	167	166
B	174	175	173
C	174	173	172
D	184	184	179
E	194	191	185
F	183	182	180
G	182	178	178
H	183	179	182
I	170	166	165
J	177	173	171
K	193	192	189
L	185	185	179
M	204	204	196
N	163	162	161
X_M	181	179	177
Σ	11,1	11,4	9,6
V	11,1 %	11,4 %	9,6 %
MIN	163	162	161
MAX	204	204	196
R	41	42	35

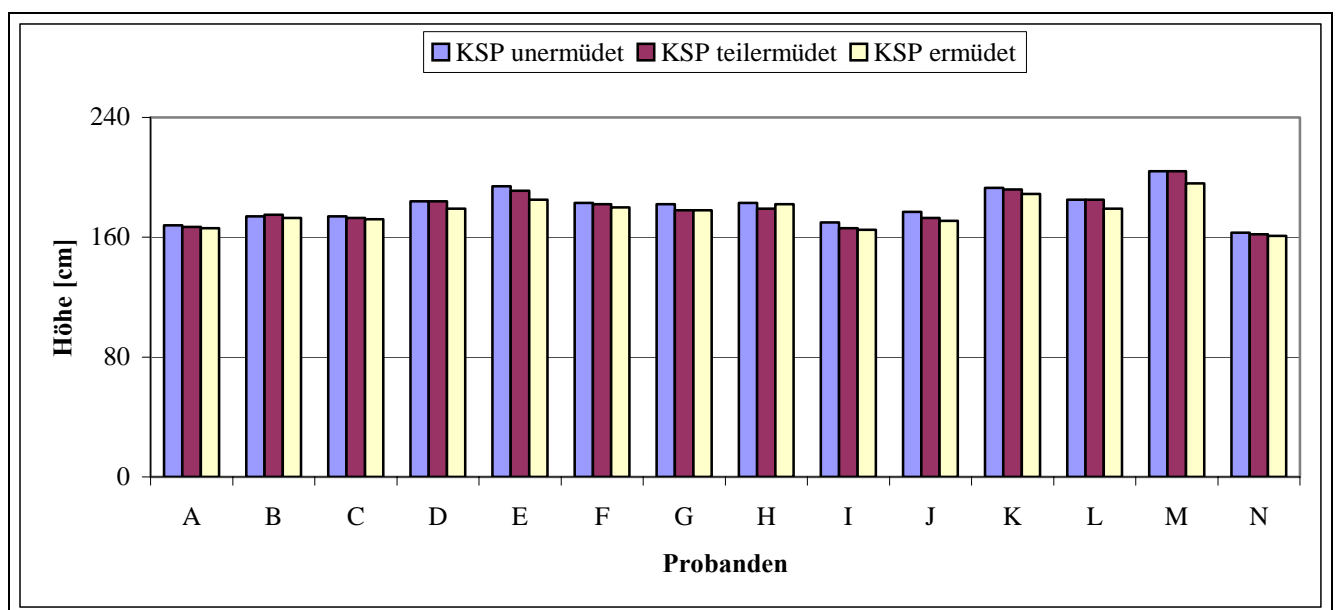


Abb. 67: Graphische Darstellung KSP – Höhe für alle Probanden – KSP unermüdet / teilermüdet / ermüdet (Flugphase – maximale Extension im Kniegelenk)

Tab. 43: Veränderung KSP – Höhe (Flugphase – maximale Extension im Kniegelenk)

Proband	KSP – Veränderung unermüdet zu teilermüdet [cm]	KSP – Veränderung teilermüdet zu ermüdet [cm]	KSP – Veränderung unermüdet zu ermüdet [cm]
A	1 ⇒ ABSENKUNG	1 ⇒ ABSENKUNG	2 ⇒ ABSENKUNG
B	1 ⇒ ANSTIEG	2 ⇒ ABSENKUNG	1 ⇒ ABSENKUNG
C	1 ⇒ ABSENKUNG	1 ⇒ ABSENKUNG	2 ⇒ ABSENKUNG
D	0 ⇒ KEINE VERÄNDERUNG	5 ⇒ ABSENKUNG	5 ⇒ ABSENKUNG
E	3 ⇒ ABSENKUNG	6 ⇒ ABSENKUNG	9 ⇒ ABSENKUNG
F	1 ⇒ ABSENKUNG	2 ⇒ ABSENKUNG	3 ⇒ ABSENKUNG
G	4 ⇒ ABSENKUNG	0 ⇒ KEINE VERÄNDERUNG	4 ⇒ ABSENKUNG
H	4 ⇒ ABSENKUNG	3 ⇒ ANSTIEG	1 ⇒ ABSENKUNG
I	4 ⇒ ABSENKUNG	1 ⇒ ABSENKUNG	5 ⇒ ABSENKUNG
J	4 ⇒ ABSENKUNG	2 ⇒ ABSENKUNG	6 ⇒ ABSENKUNG
K	1 ⇒ ABSENKUNG	3 ⇒ ABSENKUNG	4 ⇒ ABSENKUNG
L	0 ⇒ KEINE VERÄNDERUNG	6 ⇒ ABSENKUNG	6 ⇒ ABSENKUNG
M	0 ⇒ KEINE VERÄNDERUNG	8 ⇒ ABSENKUNG	8 ⇒ ABSENKUNG
N	1 ⇒ ABSENKUNG	1 ⇒ ABSENKUNG	2 ⇒ ABSENKUNG
X_M	1,8	2,9	4,1
Σ	1,6	2,4	2,5
V	88,9 %	82,8 %	61,0 %

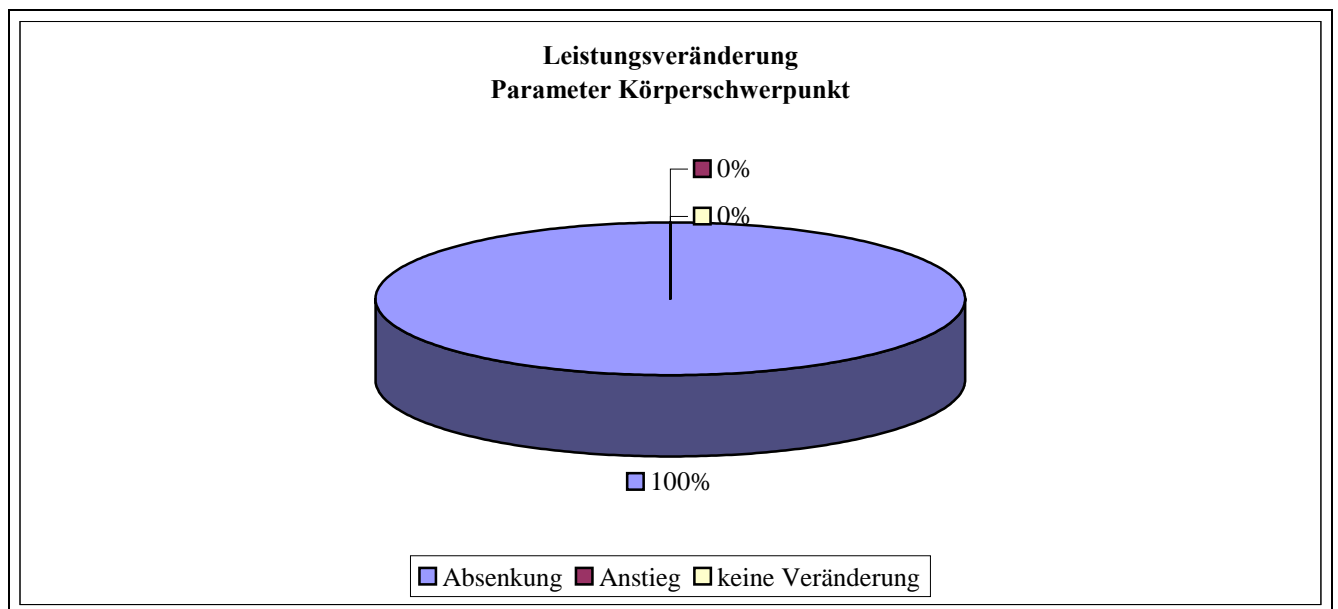


Abb. 68: Prozentuale Verteilung der Leistungsveränderung des KSP (Bezug: Sprungserie unermüdet / ermüdet; Flugphase – maximale Extension im Kniegelenk; n = 14)

Tab. 44: Gruppenmittelwerte, Standardabweichung, Signifikanz des KSP – Höhe ausgewählter Sprungserien (maximale Flexion / maximale Extension im Kniegelenk; n = 14; p < 0,05)

Körperschwerpunkt bei ...	Mittelwert [cm]	Standardabweichung [cm]	Signifikanz
MAXIMALER FLEXION			
SPRUNG 1 – UNERMÜDET	105,0	8,3	N. S.
SPRUNG 1 – TEILERMÜDET	105,1	9,1	N. S.
SPRUNG 1 – ERMÜDET	105,3	8,2	N. S.
SPRUNG 2 – UNERMÜDET	128,0	9,6	N. S.
SPRUNG 2 – TEILERMÜDET	127,4	9,6	N. S.
SPRUNG 2 – ERMÜDET	126,1	8,0	N. S.
SPRUNG 3 – UNERMÜDET	128,9	9,5	N. S.
SPRUNG 3 – TEILERMÜDET	127,8	9,3	N. S.
SPRUNG 3 – ERMÜDET	126,2	8,7	N. S.
MAXIMALER EXTENSION			
SPRUNG 1 – UNERMÜDET	181,5	11,5	N. S.
SPRUNG 1 – TEILERMÜDET	179,6	11,6	N. S.
SPRUNG 1 – ERMÜDET	177,4	9,6	N. S.
SPRUNG 2 – UNERMÜDET	180,4	10,9	N. S.
SPRUNG 2 – TEILERMÜDET	179,2	11,9	N. S.
SPRUNG 2 – ERMÜDET	175,8	11,5	N. S.
SPRUNG 3 – UNERMÜDET	181,0	11,0	N. S.
SPRUNG 3 – TEILERMÜDET	179,3	11,1	N. S.
SPRUNG 3 – ERMÜDET	176,8	9,9	N. S.

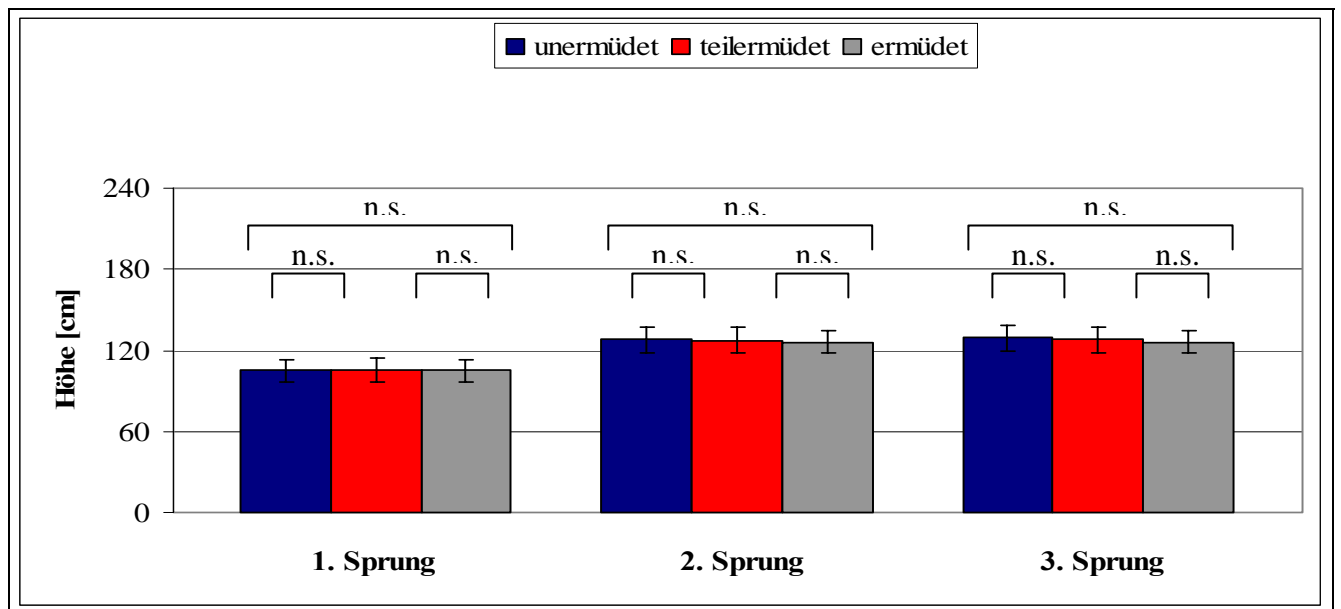


Abb. 69: Graphische Darstellung der Gruppenmittelwerte, Standardabweichung, Signifikanz der KSP – Höhe ausgewählter Sprungserien (Absprung / Landung – maximale Flexion im Kniegelenk; n = 14; p < 0,05)

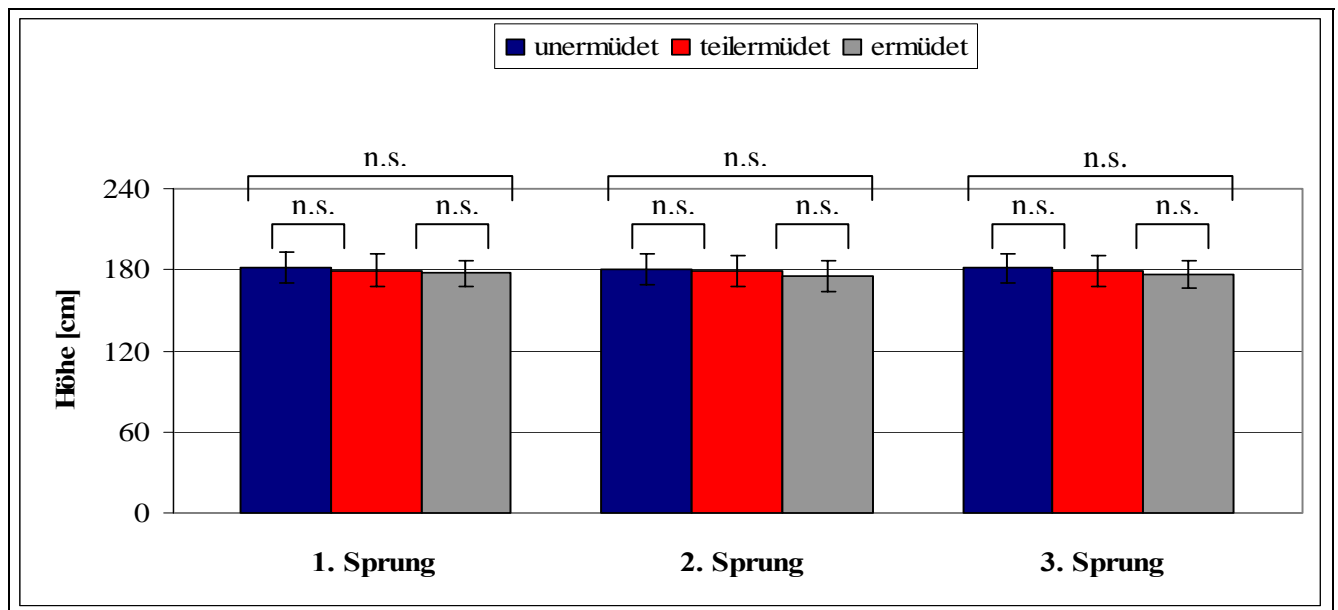


Abb. 70: Graphische Darstellung der Gruppenmittelwerte, Standardabweichung, Signifikanz des KSP – Höhe ausgewählter Sprungserien (Flugphase – maximale Extension im Kniegelenk; n = 14; $p < 0,05$)

Tab. 45: Signifikanzen des KSP für differente Ermüdungsprogramme (jeweils Vergleich 1. Sprung / 3. Sprung der Sprungserie; n = 14; $p < 0,05$)

Körperschwerpunkt bei ...	Programm 1	Programm 2	Programm 3	Programm 4
MAXIMALER FLEXION				
<i>UNERMÜDET</i>	N. S.	N. S.	N. S.	N. S.
<i>TEILERMÜDET</i>	N. S.	N. S.	N. S.	N. S.
<i>ERMÜDET</i>	N. S.	N. S.	N. S.	N. S.
MAXIMALER EXTENSION				
<i>UNERMÜDET</i>	N. S.	N. S.	N. S.	N. S.
<i>TEILERMÜDET</i>	N. S.	N. S.	N. S.	N. S.
<i>ERMÜDET</i>	N. S.	N. S.	N. S.	N. S.

II) Analyse:

- Für alle Probanden kann trotz unterschiedlichen Trainingszustandes und verschiedener Ermüdungsgrade eine charakteristische Bewegungsstruktur diagnostiziert werden, die sich nur vereinzelt strukturell unterscheidet.
- Übereinstimmungen in der Bewegungsstruktur sind im Squat Jump stärker ausgeprägt als in den sich anschließenden beiden Sprüngen.

- c) Innerhalb der Sprungserien sind zeitliche Minima- und Maximaverschiebungen im Übergang (Landung) zum 2. und 3. Sprung sowie in der Flugphase des 2. und 3. Sprunges erkennbar.
- d) Die erreichte Leistung (Höhe in cm) weist innerhalb der Sprungserien eine relative Konstanz auf (geringe – mäßige Leistungseinbußen).
- e) Bei maximaler Flexion im Kniegelenk (Absprung / Landung; Vergleich Sprungserie unermüdet / ermüdet) ist im Mittel ein verstärktes Absinken des Körperschwerpunktes erkennbar:
- **Absprung:**

Absenkung	43% (6 Vpn.)
Anstieg	43% (6 Vpn.)
keine Veränderung	14% (2 Vpn.)
 - **Landung:**

Absenkung	65% (9 Vpn.)
Anstieg	21% (3 Vpn.)
keine Veränderung	14% (2 Vpn.)
- f) Die Tab. 42, 43 und Abb. 67, 68 dokumentieren für den Verlauf des Ermüdungsprozesses eine zentrale Tendenz:
- Bei fortschreitender lokaler Ermüdung ist ein verstärktes Absinken des Körperschwerpunktes in der Flugphase bei maximaler Extension im Kniegelenk zu verzeichnen.
- Dieses Verhalten des Körperschwerpunktes ist bei allen Probanden zu beobachten.
- g) Im Individualvergleich ist festzustellen, dass die Probanden auf die vorgegebene Belastung mit individuellen Bewegungsmustern und Systemreaktionen antworten.
- h) Im direkten Vergleich aller 1., 2. und 3. Sprünge untereinander ist ein ermüdungsbedingtes Absinken des Körperschwerpunktes zu identifizieren, welcher allerdings **nicht signifikant** ist. Der Vergleich der Gruppenmittelwerte des Körperschwerpunktes bei maximaler Flexion und Extension im Kniegelenk ausgewählter Sprungserien weist **keine signifikanten** Unterschiede auf.

- i) Für differente Ermüdungsprogramme ergeben sich bei unterschiedlichen Ermüdungsgraden (unermüdet / teiler müdet / ermüdet; 1. Sprung / 3. Sprung der Sprungserie) **keine signifikanten** Unterschiede für den Verlauf des Körperschwerpunktes.

Fazit:

- Trotz vollständiger lokaler Ermüdung des M. triceps surae und M. quadriceps femoris lassen sich große Übereinstimmungen in der Bewegungsstruktur vor und nach dem Ermüdungsprogramm erkennen.
- Zeitliche Minima- und Maximaverschiebungen im Übergang zum 2. und 3. Sprung sowie in der Flugphase des 2. und 3. Sprunges können als kinematische Kompensationsmechanismen der Ermüdungsregulation verstanden werden.
- Bei fortschreitender lokaler Ermüdung ist ein verstärktes Absenken des Körperschwerpunktes zum Zeitpunkt Absprung / Landung und in der Flugphase bei maximaler Extension im Kniegelenk zu verzeichnen.
- Die Art der Ermüdung scheint **keinen signifikanten** Einfluss auf die Bewegungsamplitude des Körperschwerpunktes zu haben (vgl. SOROUR, 2004).

6.3.2 Kniegelenkwinkel- und Hüftgelenkwinkelverlauf

I) Darstellung: Die nachfolgenden Abbildungen (Abb. 71 a – d, 72 a – d) zeigen exemplarisch die Verläufe der Knie- und Hüftgelenkwinkel für einen ausgewählten Probanden bei fortschreitender lokaler Ermüdung für die ausgeführte Kontrollübung (Squat Jump / Drop Jump / Drop Jump). Die graphischen Darstellungen sind so aufbereitet, dass die Diagramme die Winkelverläufe während des Ermüdungsprogramms synchronisiert (⇒ Überlappung) dokumentieren. Für die Darstellungen wurde jeweils ein Sprung zu Beginn der lokalen Ermüdung, während der lokalen Ermüdung und am Ende des Ermüdungsprogramms ausgewählt. Trotz unterschiedlicher Ermüdungsgrade lassen sich nur geringfügige Unterschiede bezüglich der Bewegungsstruktur feststellen. Dies korreliert mit dem von THORHAUER et al. (2001) und MICHEL (2003) beobachteten Ermüdungsphänomen.

Die Abbildungen 73, 75 und 77, 79 veranschaulichen die Verläufe von Knie- und Hüftgelenkwinkel bei lokaler Ermüdung der unteren Extremitäten für alle Probanden bei maximaler Flexion und Extension im Knie- bzw. Hüftgelenk. Die Darstellung umfasst ausgewählte Sprungserien im unermüdeten, teilermüdeten und ermüdeten Zustand für differente Ermüdungsprogramme. Die Tabellen 54 und 55 geben Auskunft über die Gruppenmittelwerte, Standardabweichungen und Signifikanzen der Knie- und Hüftgelenkwinkel bei maximaler Flexion und Extension. Die graphische Darstellung erfolgt in den Abbildungen 81, 82 und 83, 84.

Die statistische Absicherung erfolgte durch den BARTLETT – Test (Varianzenhomogenität), ANOVA (Mittelwertsvergleich), F – Test (Varianzenhomogenität) und T – Test (Mittelwertsvergleich). Hierbei ergaben sich keine signifikanten Gruppendifferenzen, weshalb die Ergebnisse nicht gesondert aufgeführt werden.

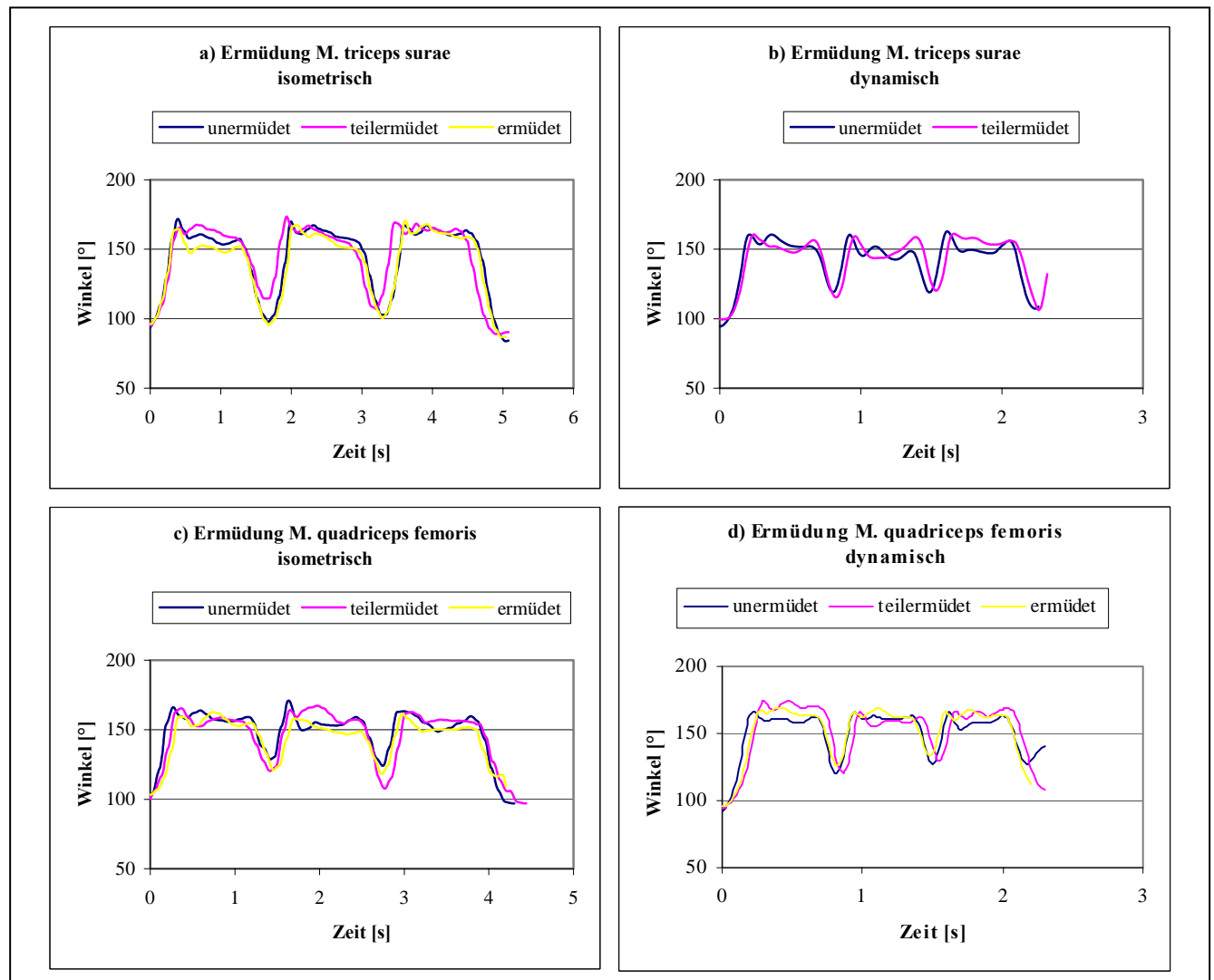


Abb. 71 a – d: Kniegelenkwinkelverläufe eines ausgewählten Probanden für differente Ermüdungsprogramme

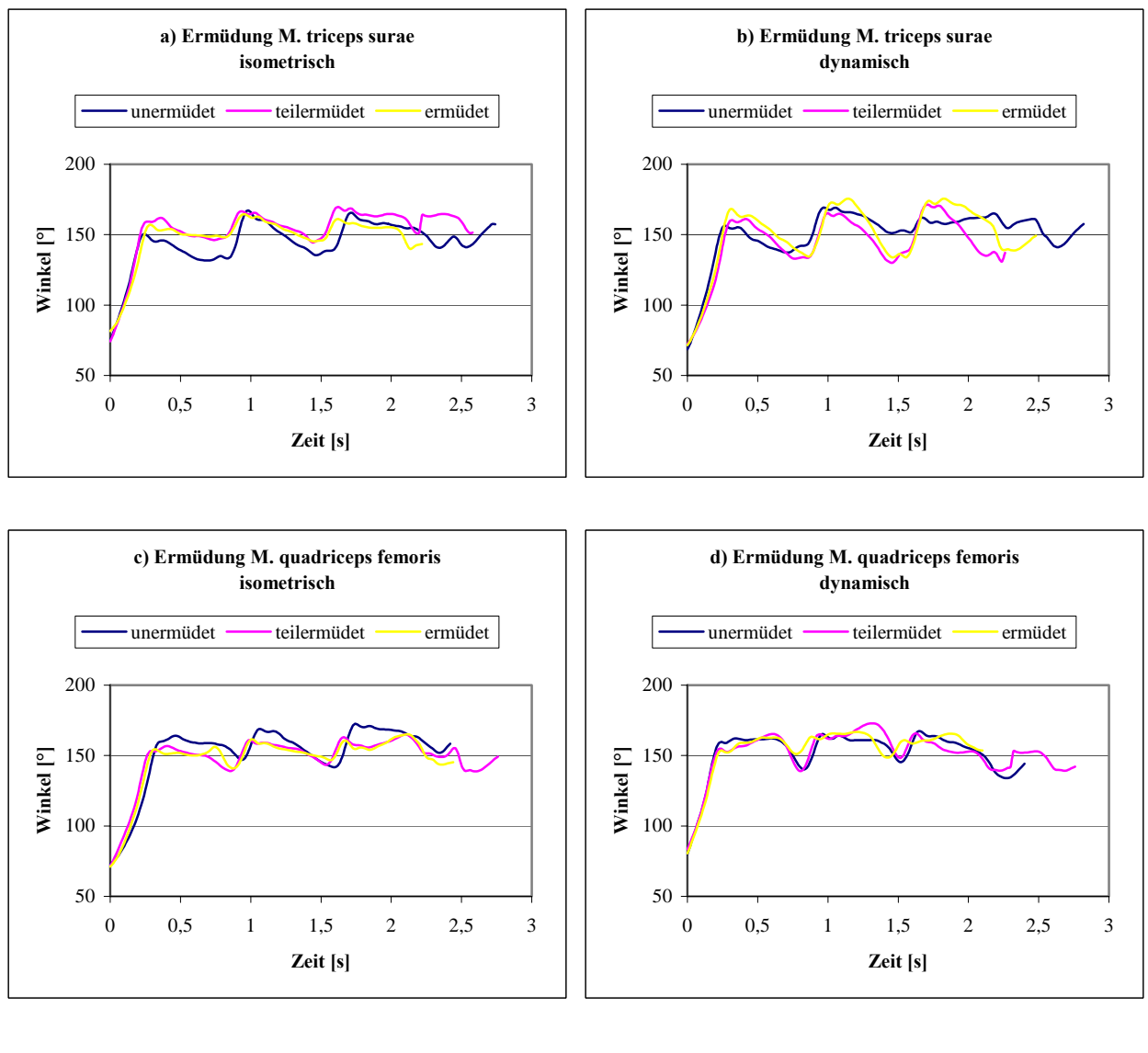


Abb. 72 a – d: Hüftgelenkwinkelverläufe eines ausgewählten Probanden für differente Ermüdungsprogramme

Tab. 46: Kniegelenkwinkel (Absprung / Landung – maximale Flexion im Kniegelenk)

Proband	KGW – unermüdet [°]	KGW – teilermüdet [°]	KGW – ermüdet [°]
A	99,5	100,7	100,1
B	103,7	99,5	101,4
C	116,0	115,3	117,7
D	104,8	108,8	107,8
E	107,9	107,3	110,3
F	102,9	103,5	107,8
G	106,2	104,9	106,6
H	103,8	100,4	94,3
I	87,9	95,0	94,5
J	101,4	101,3	107,0
K	102,8	105,9	99,6
L	109,4	102,8	116,2
M	92,1	89,8	92,5
N	115,7	120,8	120,4
X_M	103,9	104,0	105,4
Σ	7,7	7,8	8,9
V	7,4 %	7,5 %	8,4 %
MIN	87,9	89,8	92,5
MAX	115,7	120,8	120,4
R	27,8	31,0	27,9

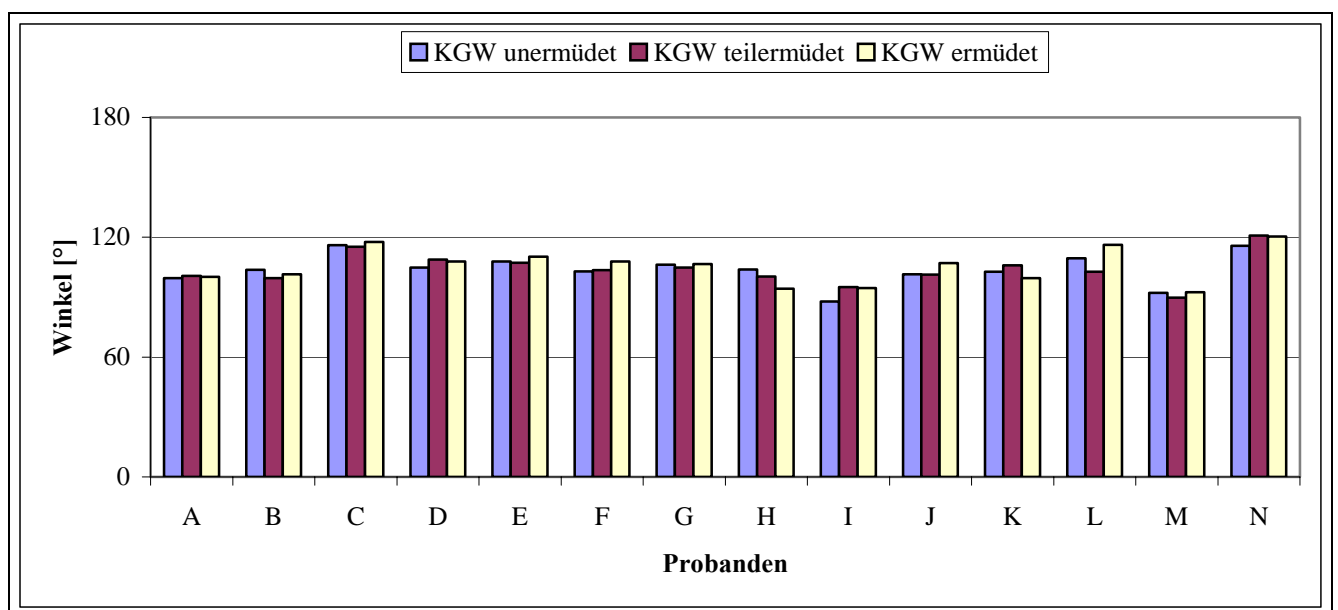


Abb. 73: Graphische Darstellung KGW für alle Probanden – KGW unermüdet / teilermüdet / ermüdet (Absprung / Landung – maximale Flexion im Kniegelenk)

Tab. 47: Veränderung KGW (Absprung / Landung – maximale Flexion im Kniegelenk)

Proband	KGW – Veränderung unermüdet zu teilmüdet [°]	KGW – Veränderung teilmüdet zu ermüdet [°]	KGW – Veränderung unermüdet zu ermüdet [°]
A	1,2 ⇒ ANSTIEG	0,6 ⇒ ABSENKUNG	0,6 ⇒ ANSTIEG
B	4,2 ⇒ ABSENKUNG	1,9 ⇒ ANSTIEG	2,3 ⇒ ABSENKUNG
C	0,7 ⇒ ABSENKUNG	2,4 ⇒ ANSTIEG	1,7 ⇒ ANSTIEG
D	4,0 ⇒ ANSTIEG	1,0 ⇒ ABSENKUNG	3,0 ⇒ ANSTIEG
E	0,6 ⇒ ABSENKUNG	3,0 ⇒ ANSTIEG	2,4 ⇒ ANSTIEG
F	1,6 ⇒ ANSTIEG	4,3 ⇒ ANSTIEG	4,9 ⇒ ANSTIEG
G	1,3 ⇒ ABSENKUNG	1,7 ⇒ ANSTIEG	0,4 ⇒ ANSTIEG
H	3,4 ⇒ ABSENKUNG	6,1 ⇒ ABSENKUNG	9,5 ⇒ ABSENKUNG
I	7,1 ⇒ ANSTIEG	0,5 ⇒ ABSENKUNG	6,6 ⇒ ANSTIEG
J	0,1 ⇒ ABSENKUNG	5,7 ⇒ ANSTIEG	5,6 ⇒ ANSTIEG
K	3,1 ⇒ ANSTIEG	6,3 ⇒ ABSENKUNG	3,2 ⇒ ABSENKUNG
L	6,6 ⇒ ABSENKUNG	10,3 ⇒ ANSTIEG	6,8 ⇒ ANSTIEG
M	2,2 ⇒ ABSENKUNG	2,7 ⇒ ANSTIEG	0,4 ⇒ ANSTIEG
N	5,1 ⇒ ANSTIEG	0,4 ⇒ ABSENKUNG	4,7 ⇒ ANSTIEG
X_M	2,9	3,4	3,7
Σ	2,2	2,9	2,7
V	75,9 %	85,3 %	73,0 %

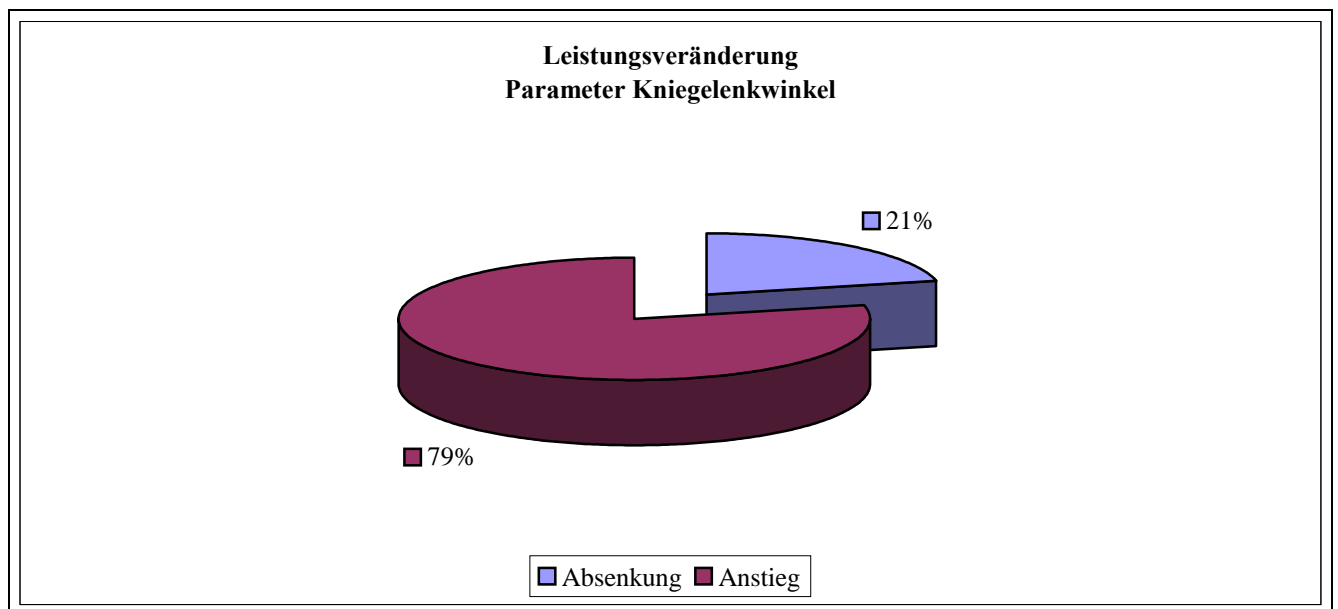


Abb. 74: Prozentuale Verteilung der Leistungsveränderung des KGW (Bezug: Sprungserie unermüdet / ermüdet; Absprung / Landung – maximale Flexion im Kniegelenk; n = 14)

Tab. 48: Kniegelenkwinkel (Flugphase – maximale Extension im Kniegelenk)

Proband	KGW – unermüdet [°]	KGW – teilermüdet [°]	KGW – ermüdet [°]
A	167,5	167,5	167,2
B	164,0	167,0	167,9
C	167,7	172,1	173,9
D	158,2	157,5	156,4
E	166,0	165,4	163,4
F	167,3	166,3	165,9
G	167,7	167,5	166,9
H	166,4	168,0	168,1
I	174,0	175,2	174,4
J	163,3	162,2	163,7
K	168,9	167,3	167,2
L	161,6	164,2	164,6
M	173,0	173,6	174,3
N	168,9	170,1	169,2
X_M	166,8	167,4	167,4
Σ	4,1	4,6	4,8
V_K	2,5 %	2,7 %	2,9 %
MIN	158,2	157,5	156,4
MAX	174,0	175,2	174,4
R	15,8	17,7	18,0

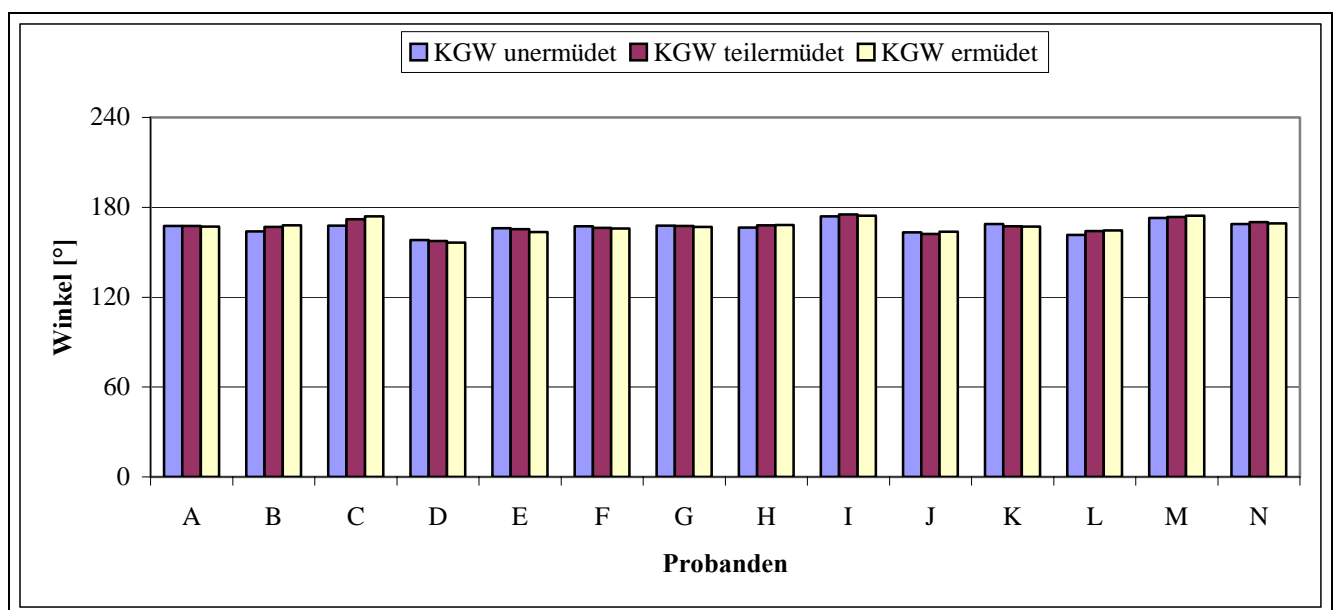


Abb. 75: Graphische Darstellung KGW für alle Probanden – KGW unermüdet / teilermüdet / ermüdet (Flugphase – maximale Extension im Kniegelenk)

Tab. 49: Veränderung KGW (Flugphase – maximale Extension im Kniegelenk)

Proband	KGW – Veränderung unermüdet zu teilermüdet [°]	KGW – Veränderung teilermüdet zu ermüdet [°]	KGW – Veränderung unermüdet zu ermüdet [°]
A	0 ⇒ KEINE VERÄNDERUNG	0,3 ⇒ ABSENKUNG	0,3 ⇒ ABSENKUNG
B	3,0 ⇒ ANSTIEG	0,9 ⇒ ANSTIEG	3,9 ⇒ ANSTIEG
C	4,4 ⇒ ANSTIEG	1,8 ⇒ ANSTIEG	6,2 ⇒ ANSTIEG
D	0,7 ⇒ ABSENKUNG	1,1 ⇒ ABSENKUNG	1,8 ⇒ ABSENKUNG
E	0,6 ⇒ ABSENKUNG	2 ⇒ ABSENKUNG	2,6 ⇒ ABSENKUNG
F	1,0 ⇒ ABSENKUNG	0,4 ⇒ ABSENKUNG	1,4 ⇒ ABSENKUNG
G	0,2 ⇒ ABSENKUNG	0,6 ⇒ ABSENKUNG	0,8 ⇒ ABSENKUNG
H	1,6 ⇒ ANSTIEG	0,1 ⇒ ANSTIEG	1,7 ⇒ ANSTIEG
I	1,2 ⇒ ANSTIEG	0,8 ⇒ ABSENKUNG	0,2 ⇒ ANSTIEG
J	1,1 ⇒ ABSENKUNG	1,5 ⇒ ANSTIEG	0,4 ⇒ ANSTIEG
K	1,6 ⇒ ABSENKUNG	0,1 ⇒ ABSENKUNG	1,7 ⇒ ABSENKUNG
L	2,6 ⇒ ANSTIEG	0,4 ⇒ ANSTIEG	3,0 ⇒ ANSTIEG
M	0,6 ⇒ ANSTIEG	0,7 ⇒ ANSTIEG	1,3 ⇒ ANSTIEG
N	1,2 ⇒ ANSTIEG	0,9 ⇒ ABSENKUNG	0,3 ⇒ ANSTIEG
X_M	1,4	0,8	1,8
Σ	1,2	0,6	1,7
V	85,7 %	75,0 %	94,4 %

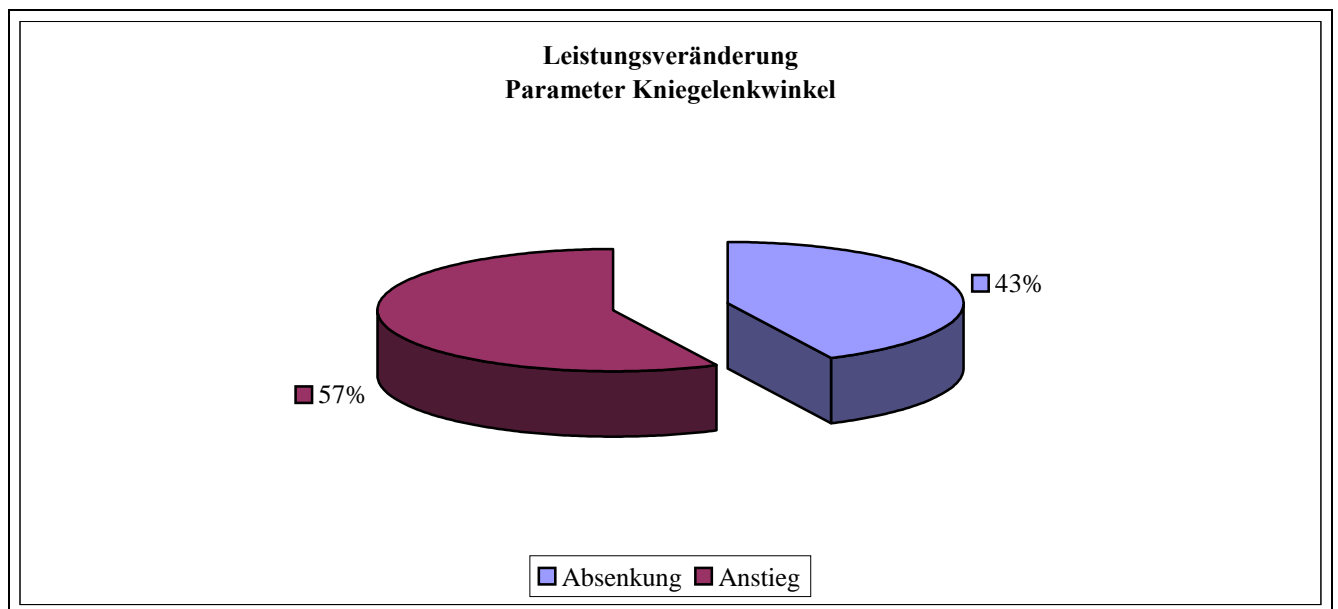


Abb. 76: Prozentuale Verteilung der Leistungsveränderung des KGW (Bezug: Sprungserie unermüdet / ermüdet; Flugphase – maximale Extension im Kniegelenk; n = 14)

Tab. 50: Hüftgelenkwinkel (Absprung / Landung – maximale Flexion im Hüftgelenk)

Proband	HGW – unermüdet [°]	HGW – teilermüdet [°]	KSP – ermüdet [°]
A	112,8	111,9	107,7
B	94,6	91,2	92,6
C	126,8	127,8	128,0
D	119,3	113,5	113,6
E	115,1	116,8	113,7
F	91,7	83,9	93,5
G	99,0	92,6	92,8
H	94,7	94,0	83,9
I	69,9	75,6	77,8
J	113,5	113,6	117,9
K	90,4	88,2	86,4
L	112,7	104,7	118,5
M	94,9	85,4	80,3
N	113,5	114,4	111,9
X_M	103,5	101,0	101,3
Σ	15,2	15,6	16,3
V	14,7 %	15,4 %	16,1 %
MIN	69,9	75,6	77,8
MAX	126,8	127,8	128,0
R	56,9	52,2	50,2

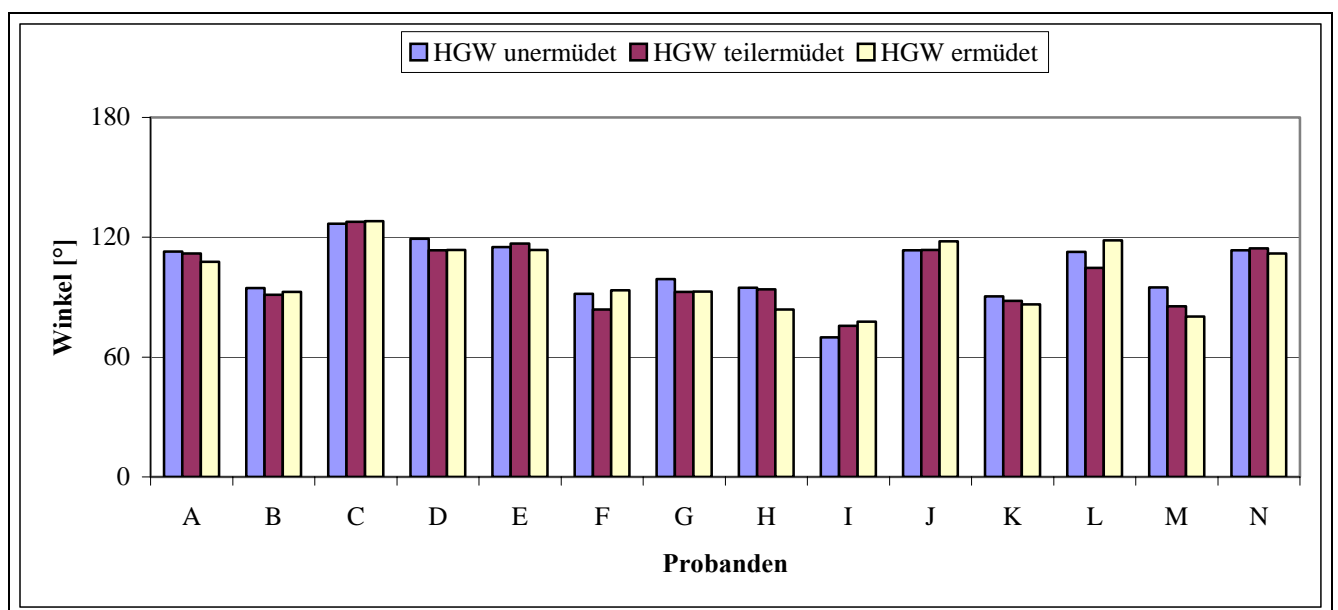


Abb. 77: Graphische Darstellung HGW für alle Probanden – HGW unermüdet / teilermüdet / ermüdet (Absprung / Landung – maximale Flexion im Hüftgelenk)

Tab. 51: Veränderung HGW (Absprung / Landung – maximale Flexion im Hüftgelenk)

Proband	HGW – Veränderung unermüdet zu teilermüdet [°]	HGW – Veränderung teilermüdet zu ermüdet [°]	HGW – Veränderung unermüdet zu ermüdet [°]
A	0,9 ⇒ ABSENKUNG	4,2 ⇒ ABSENKUNG	5,1 ⇒ ABSENKUNG
B	3,4 ⇒ ABSENKUNG	1,4 ⇒ ANSTIEG	2 ⇒ ABSENKUNG
C	1,0 ⇒ ANSTIEG	0,2 ⇒ ANSTIEG	1,2 ⇒ ANSTIEG
D	5,8 ⇒ ABSENKUNG	0,1 ⇒ ANSTIEG	5,7 ⇒ ABSENKUNG
E	1,7 ⇒ ANSTIEG	3,1 ⇒ ABSENKUNG	1,4 ⇒ ABSENKUNG
F	7,8 ⇒ ABSENKUNG	9,6 ⇒ ANSTIEG	1,8 ⇒ ANSTIEG
G	6,4 ⇒ ABSENKUNG	0,2 ⇒ ANSTIEG	6,2 ⇒ ABSENKUNG
H	0,7 ⇒ ABSENKUNG	10,1 ⇒ ABSENKUNG	10,8 ⇒ ABSENKUNG
I	5,7 ⇒ ANSTIEG	2,2 ⇒ ANSTIEG	7,9 ⇒ ANSTIEG
J	0,1 ⇒ ANSTIEG	4,3 ⇒ ANSTIEG	4,4 ⇒ ANSTIEG
K	2,2 ⇒ ABSENKUNG	1,8 ⇒ ABSENKUNG	4,0 ⇒ ABSENKUNG
L	8,0 ⇒ ABSENKUNG	13,8 ⇒ ANSTIEG	5,8 ⇒ ANSTIEG
M	9,5 ⇒ ABSENKUNG	5,1 ⇒ ABSENKUNG	14,6 ⇒ ABSENKUNG
N	0,9 ⇒ ANSTIEG	2,5 ⇒ ABSENKUNG	1,6 ⇒ ABSENKUNG
X_M	3,9	4,2	5,2
Σ	3,2	4,2	3,9
V	82,1 %	100,0 %	75,0 %

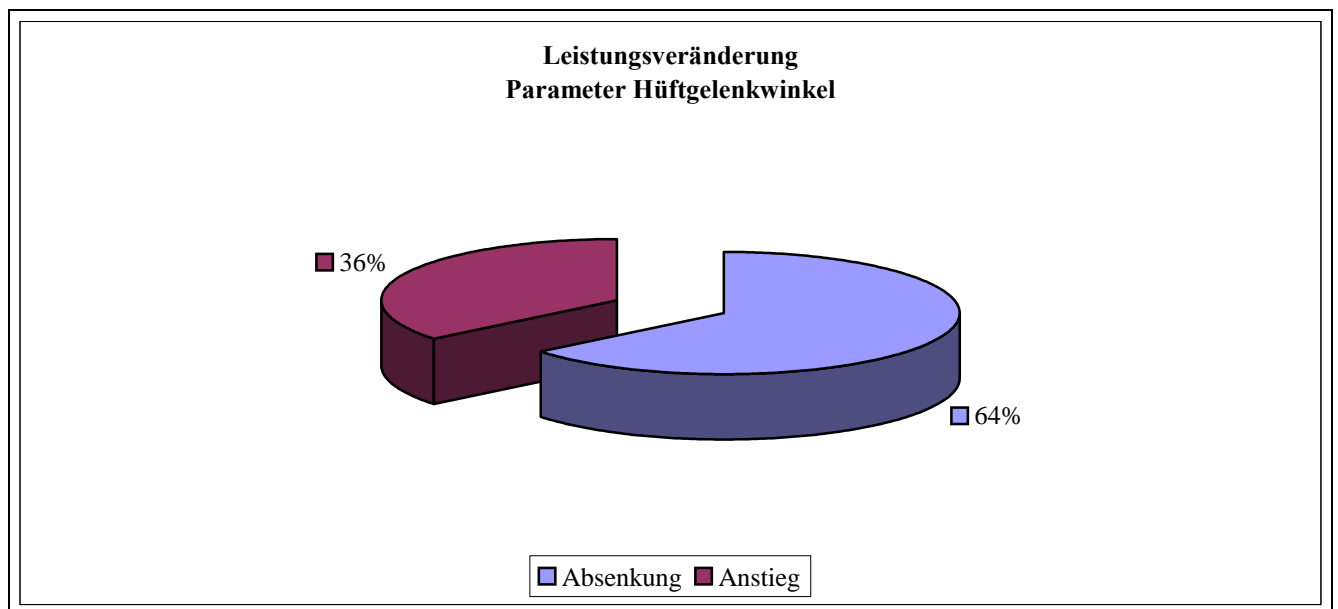


Abb. 78: Prozentuale Verteilung der Leistungsveränderung des HGW (Bezug: Sprungserie unermüdet / ermüdet; Absprung / Landung – maximale Flexion im Hüftgelenk; n = 14)

Tab. 52: Hüftgelenkwinkel (Flugphase – maximale Extension im Hüftgelenk)

Proband	HGW – Höhe unermüdet [°]	HGW – Höhe teilermüdet [°]	HGW – Höhe ermüdet [°]
A	167,0	161,6	164,8
B	161,0	162,9	164,0
C	171,9	172,1	174,3
D	163,6	164,4	162,3
E	168,0	168,3	164,1
F	155,1	149,5	153,8
G	159,0	156,5	152,9
H	166,8	165,0	164,6
I	176,0	173,4	172,7
J	164,0	162,9	162,6
K	164,4	164,3	165,6
L	167,4	169,3	171,2
M	171,7	172,2	170,9
N	170,8	171,0	169,3
X_M	166,2	165,2	165,2
Σ	5,6	6,6	6,3
V	3,4 %	4,0 %	3,8 %
MIN	155,1	149,5	152,9
MAX	176,0	173,4	174,3
R	20,9	23,9	21,4

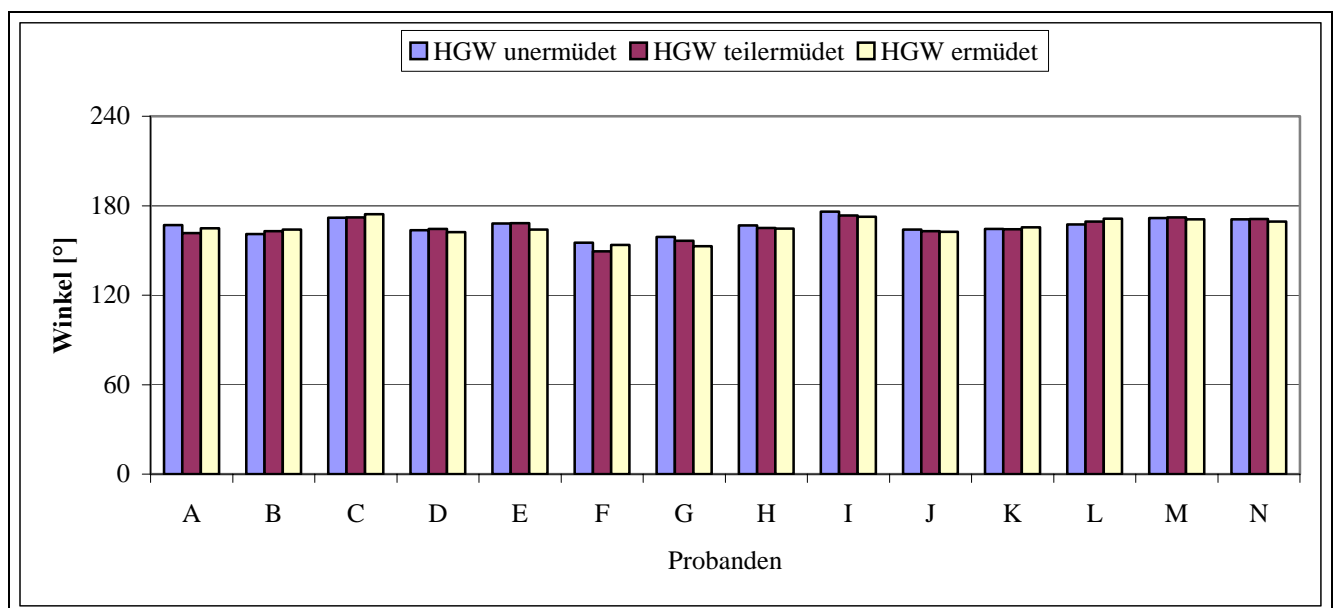


Abb. 79: Graphische Darstellung HGW für alle Probanden – HGW unermüdet / teilermüdet / ermüdet (Flugphase – maximale Extension im Hüftgelenk)

Tab. 53: Veränderung HGW (Flugphase – maximale Extension im Hüftgelenk)

Proband	HGW – Veränderung unermüdet zu teilermüdet [°]	HGW – Veränderung teilermüdet zu ermüdet [°]	HGW – Veränderung unermüdet zu ermüdet [°]
A	5,4 ⇒ ABSENKUNG	3,2 ⇒ ANSTIEG	2,2 ⇒ ABSENKUNG
B	1,9 ⇒ ANSTIEG	1,1 ⇒ ANSTIEG	3,0 ⇒ ANSTIEG
C	0,2 ⇒ ANSTIEG	2,2 ⇒ ANSTIEG	2,4 ⇒ ANSTIEG
D	0,8 ⇒ ANSTIEG	2,1 ⇒ ABSENKUNG	1,3 ⇒ ABSENKUNG
E	0,3 ⇒ ANSTIEG	4,2 ⇒ ABSENKUNG	3,9 ⇒ ABSENKUNG
F	5,6 ⇒ ABSENKUNG	4,3 ⇒ ANSTIEG	1,3 ⇒ ABSENKUNG
G	2,5 ⇒ ABSENKUNG	3,6 ⇒ ABSENKUNG	6,1 ⇒ ABSENKUNG
H	1,8 ⇒ ABSENKUNG	0,4 ⇒ ABSENKUNG	2,2 ⇒ ABSENKUNG
I	2,6 ⇒ ABSENKUNG	0,7 ⇒ ABSENKUNG	3,3 ⇒ ABSENKUNG
J	1,1 ⇒ ABSENKUNG	0,3 ⇒ ABSENKUNG	1,4 ⇒ ABSENKUNG
K	0,1 ⇒ ABSENKUNG	1,3 ⇒ ANSTIEG	1,2 ⇒ ANSTIEG
L	1,9 ⇒ ANSTIEG	1,9 ⇒ ANSTIEG	3,8 ⇒ ANSTIEG
M	0,5 ⇒ ANSTIEG	1,3 ⇒ ABSENKUNG	0,8 ⇒ ABSENKUNG
N	0,2 ⇒ ANSTIEG	0,7 ⇒ ABSENKUNG	0,5 ⇒ ABSENKUNG
X_M	1,8	2,0	2,4
Σ	1,8	1,4	1,5
V	100,0 %	70,0 %	62,5 %

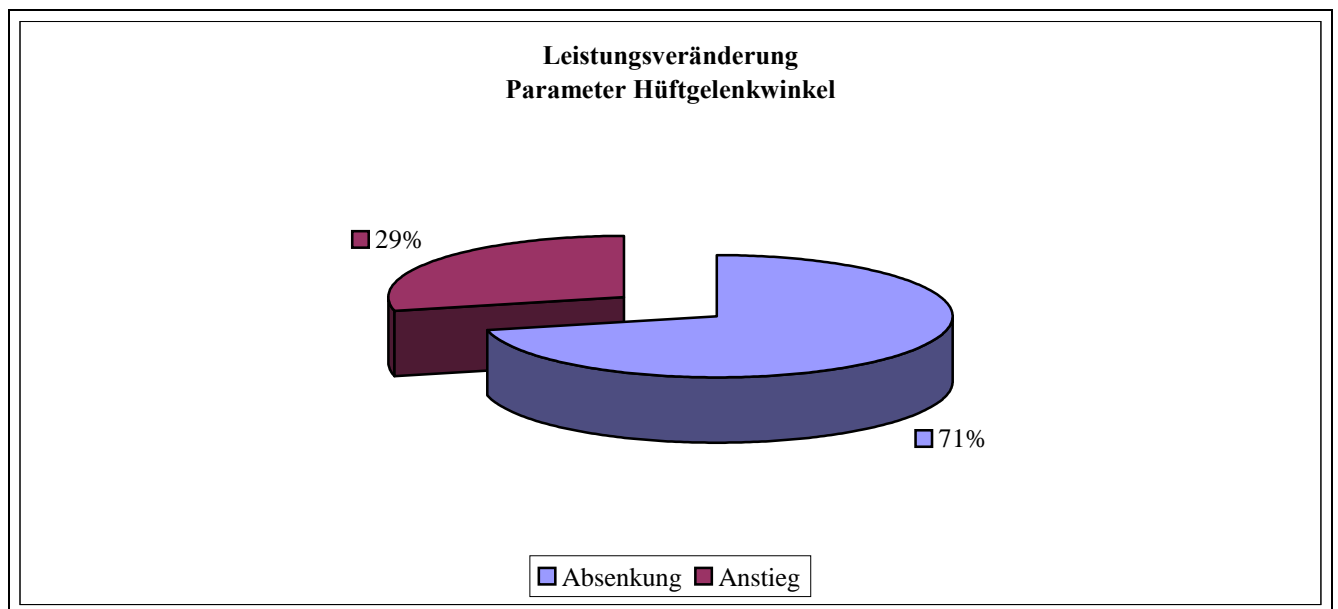


Abb. 80: Prozentuale Verteilung der Leistungsveränderung des HGW (Bezug: Sprungserie unermüdet / ermüdet; Flugphase – maximale Extension im Hüftgelenk; n = 14)

Tab. 54: Gruppenmittelwerte, Standardabweichung, Signifikanz der KGW ausgewählter Sprungserien (maximale Flexion / maximale Extension im Kniegelenk; n = 14; p < 0,05)

Kniegelenkwinkel bei ...	Mittelwert [°]	Standardabweichung [°]	Signifikanz
MAXIMALER FLEXION			
SPRUNG 1 – UNERMÜDET	83,3	8,9	N. S.
SPRUNG 1 – TEILERMÜDET	89,3	9,2	N. S.
SPRUNG 1 – ERMÜDET	90,1	7,6	N. S.
SPRUNG 2 – UNERMÜDET	112,7	9,6	N. S.
SPRUNG 2 – TEILERMÜDET	110,5	9,9	N. S.
SPRUNG 2 – ERMÜDET	112,4	12,2	N. S.
SPRUNG 3 – UNERMÜDET	113,6	9,9	N. S.
SPRUNG 3 – TEILERMÜDET	112,7	10,6	N. S.
SPRUNG 3 – ERMÜDET	114,5	13,8	N. S.
MAXIMALER EXTENSION			
SPRUNG 1 – UNERMÜDET	168,8	4,2	N. S.
SPRUNG 1 – TEILERMÜDET	167,3	7,9	N. S.
SPRUNG 1 – ERMÜDET	169,0	4,9	N. S.
SPRUNG 2 – UNERMÜDET	163,6	5,0	N. S.
SPRUNG 2 – TEILERMÜDET	166,6	5,6	N. S.
SPRUNG 2 – ERMÜDET	166,7	4,7	N. S.
SPRUNG 3 – UNERMÜDET	166,4	4,1	N. S.
SPRUNG 3 – TEILERMÜDET	166,6	4,9	N. S.
SPRUNG 3 – ERMÜDET	166,5	5,5	N. S.

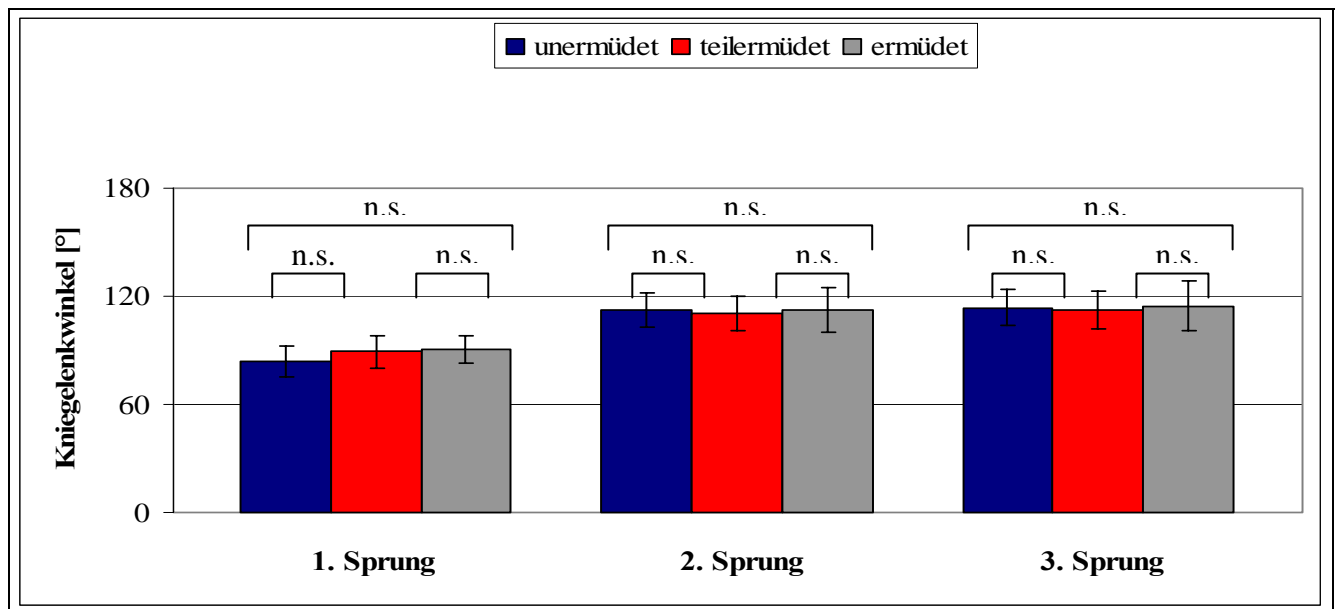


Abb. 81: Graphische Darstellung der Gruppenmittelwerte, Standardabweichung, Signifikanz der KGW ausgewählter Sprungserien (Absprung / Landung – maximale Flexion im Kniegelenk; n = 14; p < 0,05)

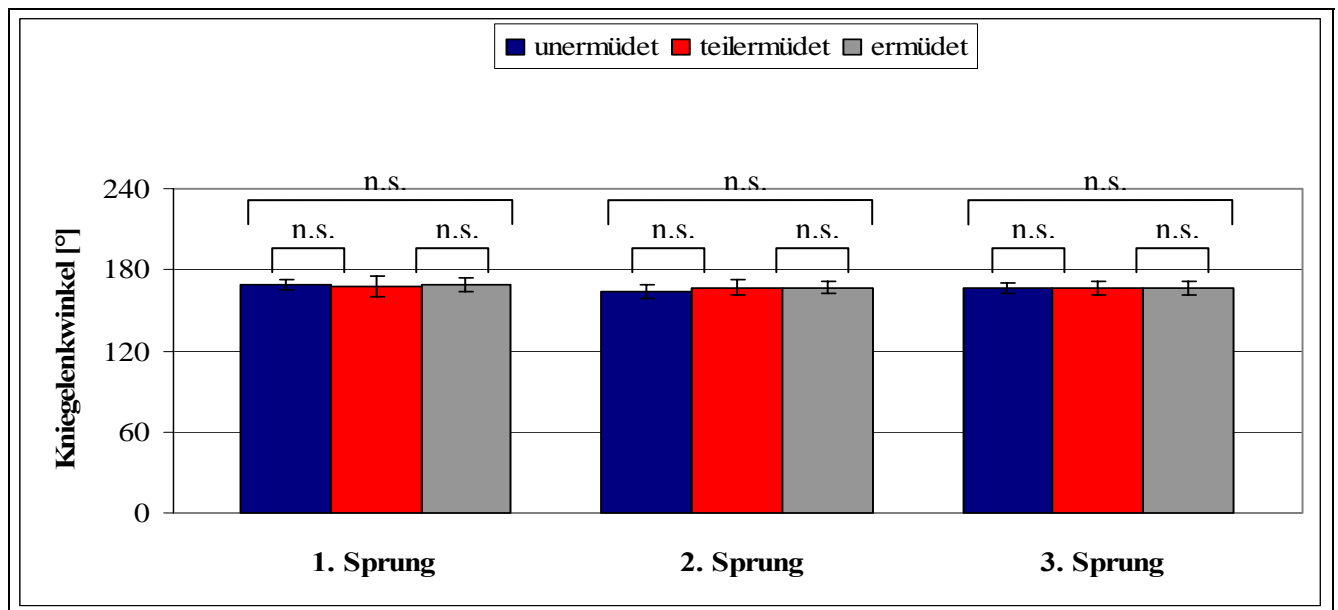


Abb. 82: Graphische Darstellung der Gruppenmittelwerte, Standardabweichung, Signifikanz der KGW ausgewählter Sprungserien (Flugphase – maximale Extension im Kniegelenk; n = 14; p < 0,05)

Tab. 55: Gruppenmittelwerte, Standardabweichung, Signifikanz der HGW ausgewählter Sprungserien (maximale Flexion / maximale Extension im Hüftgelenk; n = 14; p < 0,05)

Hüftgelenkwinkel bei ...	Mittelwert [°]	Standardabweichung [°]	Signifikanz
MAXIMALER FLEXION			
SPRUNG 1 – UNERMÜDET	54,1	12,4	N. S.
SPRUNG 1 – TEILERMÜDET	53,8	14,1	N. S.
SPRUNG 1 – ERMÜDET	55,0	14,6	N. S.
SPRUNG 2 – UNERMÜDET	127,2	18,3	N. S.
SPRUNG 2 – TEILERMÜDET	123,9	17,8	N. S.
SPRUNG 2 – ERMÜDET	124,5	18,8	N. S.
SPRUNG 3 – UNERMÜDET	129,1	18,4	N. S.
SPRUNG 3 – TEILERMÜDET	124,8	19,3	N. S.
SPRUNG 3 – ERMÜDET	124,4	18,9	N. S.
MAXIMALER EXTENSION			
SPRUNG 1 – UNERMÜDET	161,4	8,5	N. S.
SPRUNG 1 – TEILERMÜDET	158,1	11,0	N. S.
SPRUNG 1 – ERMÜDET	160,6	8,7	N. S.
SPRUNG 2 – UNERMÜDET	168,3	5,1	N. S.
SPRUNG 2 – TEILERMÜDET	167,6	6,3	N. S.
SPRUNG 2 – ERMÜDET	167,5	5,5	N. S.
SPRUNG 3 – UNERMÜDET	168,8	4,2	N. S.
SPRUNG 3 – TEILERMÜDET	167,2	8,9	N. S.
SPRUNG 3 – ERMÜDET	167,8	6,0	N. S.

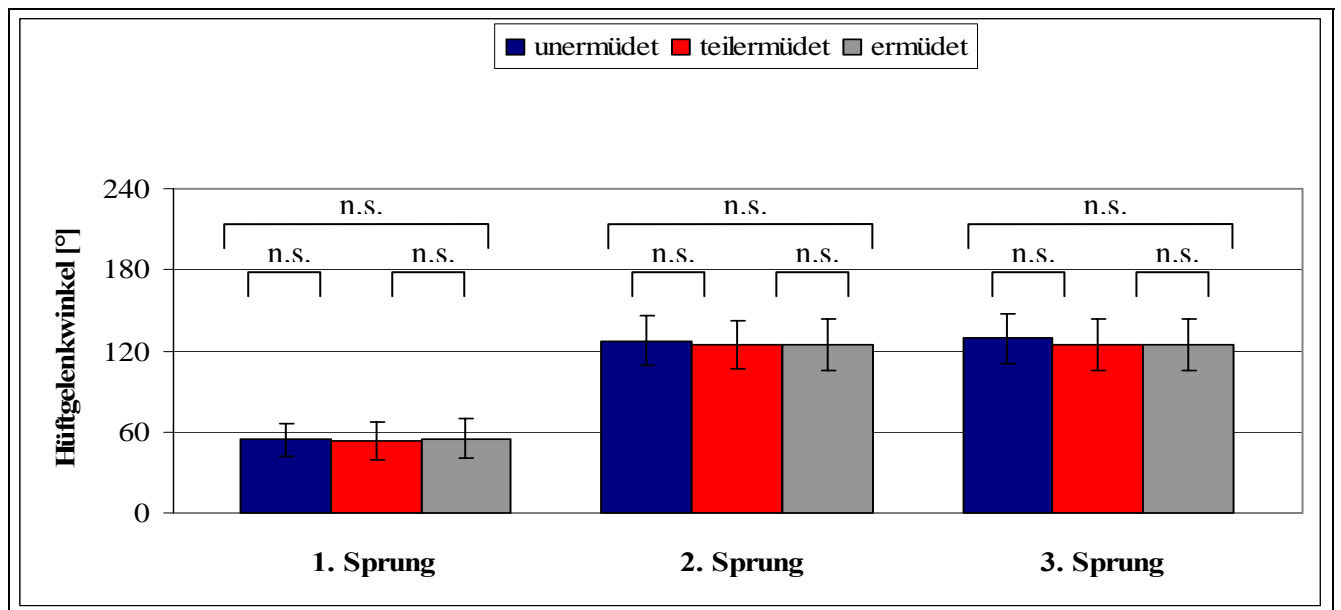


Abb. 83: Graphische Darstellung der Gruppenmittelwerte, Standardabweichung, Signifikanz der HGW ausgewählter Sprungserien (Absprung / Landung – maximale Flexion im Hüftgelenk; n = 14; p < 0,05)

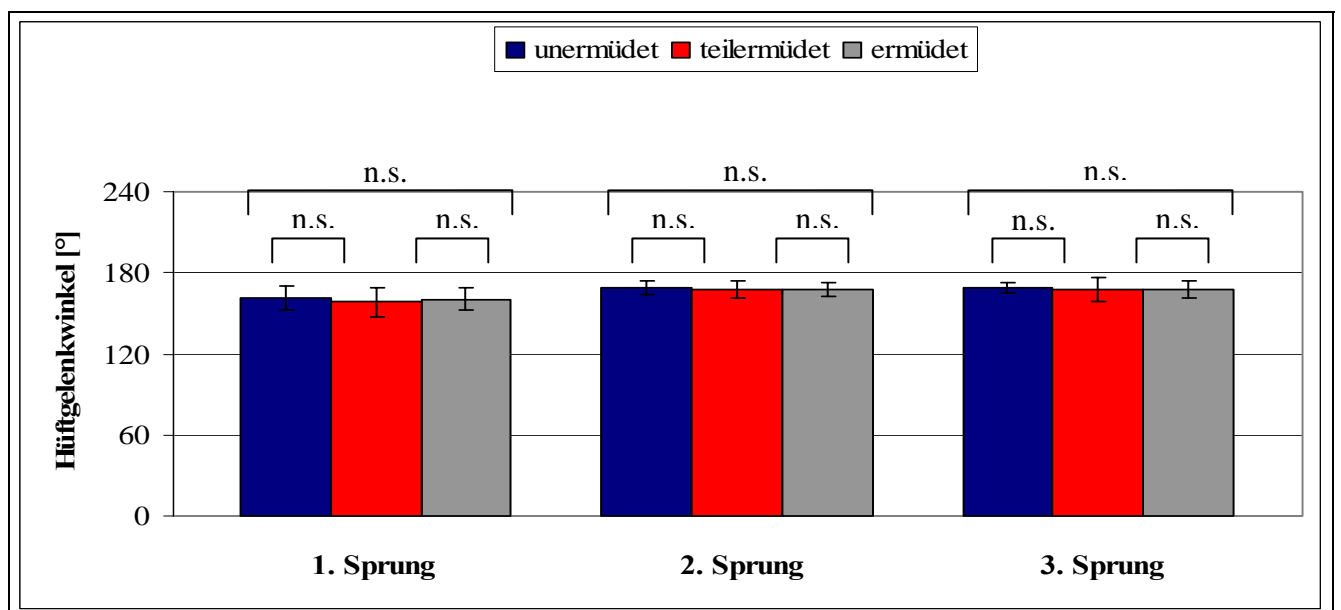


Abb. 84: Graphische Darstellung der Gruppenmittelwerte, Standardabweichung, Signifikanz der HGW ausgewählter Sprungserien (Flugphase – maximale Extension im Hüftgelenk; n = 14; p < 0,05)

Tab. 56: Signifikanzen der KGW für differente Ermüdungsprogramme (Bezug: 1. Sprung / 3. Sprung der Sprungserie; n = 14; p < 0,05)

Kniegelenkwinkel bei ...	Programm 1	Programm 2	Programm 3	Programm 4
MAXIMALER FLEXION				
<i>UNERMÜDET</i>	N. S.	N. S.	N. S.	N. S.
<i>TEILERMÜDET</i>	N. S.	N. S.	N. S.	N. S.
<i>ERMÜDET</i>	N. S.	N. S.	N. S.	N. S.
MAXIMALER EXTENSION				
<i>UNERMÜDET</i>	N. S.	N. S.	N. S.	N. S.
<i>TEILERMÜDET</i>	N. S.	N. S.	N. S.	N. S.
<i>ERMÜDET</i>	N. S.	N. S.	N. S.	N. S.

Tab. 57: Signifikanzen der HGW für differente Ermüdungsprogramme (Bezug: 1. Sprung / 3. Sprung der Sprungserie; n = 14; p < 0,05)

Hüftgelenkwinkel bei ...	Programm 1	Programm 2	Programm 3	Programm 4
MAXIMALER FLEXION				
<i>UNERMÜDET</i>	N. S.	N. S.	N. S.	N. S.
<i>TEILERMÜDET</i>	N. S.	N. S.	N. S.	N. S.
<i>ERMÜDET</i>	N. S.	N. S.	N. S.	N. S.
MAXIMALER EXTENSION				
<i>UNERMÜDET</i>	N. S.	N. S.	N. S.	N. S.
<i>TEILERMÜDET</i>	N. S.	N. S.	N. S.	N. S.
<i>ERMÜDET</i>	N. S.	N. S.	N. S.	N. S.

II) Analyse:

- Für differente Ermüdungsprogramme und Ermüdungsstadien ist eine charakteristische Bewegungsstruktur zu erkennen, die individuell akzentuiert ist. Diese Tendenz lässt sich für alle Probanden feststellen.
- Die Minima und Maxima der Hüftgelenkwinkel und Kniegelenkwinkel verschieben sich im Laufe der Ermüdung zeitlich nach vorn.
- Der Vergleich von Hüft- und Kniegelenkwinkel zeigt, dass die ersichtlichen Winkeldifferenzen zwischen den Sprüngen beim Hüftgelenkwinkel nicht so stark ausgeprägt sind wie beim Kniegelenkwinkel.

- d) Im Verlauf des Ermüdungsprozesses reagieren die Probanden in der Tendenz mit einer Vergrößerung der Bewegungsamplituden des Kniegelenkwinkels. Bezüglich der Leistungsveränderung des Parameters Kniegelenkwinkel lassen sich für 21% der Probanden (3 Vpn.) eine Abnahme und für 79% (11 Vpn.) eine Zunahme bei maximaler Flexion feststellen. Bei maximaler Extension beträgt das Verhältnis 43% (6 Vpn.) zu 57% (8 Vpn.).
- e) Bei fortschreitender lokaler Ermüdung ist tendenziell eine Verkleinerung des Hüftgelenkwinkels zu verzeichnen. Bezüglich der Leistungsveränderung des Parameters Hüftgelenkwinkel lassen sich für 64% der Probanden (9 Vpn.) eine Abnahme und für 36% (5 Vpn.) eine Zunahme bei maximaler Flexion feststellen. Bei maximaler Extension beträgt das Verhältnis 71% (10 Vpn.) zu 29% (4 Vpn.).
- f) Im direkten Vergleich aller 1., 2. und 3. Sprünge untereinander ist keine ermüdungsbedingte Veränderung der Hüft- und Kniegelenkwinkel zu identifizieren. Der Vergleich der Gruppenmittelwerte der Hüft- und Kniegelenkwinkel bei maximaler Flexion und Extension im Hüft- bzw. Kniegelenk ausgewählter Sprungserien weist **keine signifikanten** Unterschiede auf.
- g) Die Art und Weise der Ermüdung hat **keinen signifikanten** Einfluss auf den Verlauf des Hüft- und Kniegelenkwinkels.

Fazit:

- Differente Ermüdungsstadien lassen eine gemeinsame Bewegungsstruktur erkennen, die auch bei vollständiger Ermüdung beibehalten wird.
- Hüft- und Kniegelenkwinkel reagieren auf eine fortschreitende lokale Muskelermüdung umgekehrt proportional (HGW: Abnahme; KGW: Zunahme).
- Ein **signifikanter** Einfluss differenzieller Ermüdungsprogramme auf den Verlauf von Hüft- und Kniegelenkwinkel ist nicht nachweisbar.

7 DISKUSSION

7.1 Diskussion der Ergebnisse der sportlichen Leistungsparameter

In diesem Kapitel werden die aufgeführten Untersuchungsergebnisse hinsichtlich der im Kap. 4 aufgestellten Arbeitshypothesen erläutert und unter Berücksichtigung der wissenschaftlichen Literatur diskutiert.

Bei der Interpretation der Ergebnisse der einzelnen Leistungsparameter ist eine gesonderte Betrachtungsweise notwendig. Für sportliche Handlungen ist die erbrachte Leistung immer Ausdruck des komplexen Zusammenspiels der beteiligten Muskelgruppen. Kommt es aufgrund einer lokal induzierten Ermüdung eines Bewegungskinetors zur Störung oder Auslenkung des Systems, zeigen die Ergebnisse, dass individuelle Regulationsmechanismen in Gang gesetzt werden, die bemüht sind die Leistung aufrechtzuerhalten. Die differenzierte lokale Ermüdung hat unterschiedliche Auswirkungen auf die erfassten Leistungsparameter. Generell ließ sich als Ergebnis feststellen, dass im Rahmen der Untersuchung unterschiedliche Veränderungen bezüglich der sportlichen Leistung zu verzeichnen sind (vgl. Kap. 6.1). Das Muskelsystem reagiert auf eine gezielte lokale Ermüdung ausgewählter Bewegungskinetoren tendenziell mit geringen bis mäßigen Einbußen. Dies steht in Übereinstimmung mit Ergebnissen aus Studien von THORHAUER / TÜRK – NOACK (1997), THORHAUER et al. (2001), MICHEL (2003) und SOROUR (2004). Ermüdungsdefizite in den lokal ermüdeten Muskelgruppen konnten wirksam kompensiert werden. Die lokale Ermüdung der Hauptbewegungskinetoren führt zu einer geringen bis mäßigen Veränderung der sportlichen Leistungsfähigkeit (< 15%). Haupthypothese **H₁** kann bedingt angenommen werden und lässt sich als These, wie folgt formulieren:

These 1:

Mit fortschreitender lokaler Ermüdung der Hauptbewegungskinetoren M. triceps surae und M. quadriceps femoris sind für die Parameter Flughöhe und Flugzeit signifikante Verringerungen nachweisbar. Die lokale Ermüdungsaufstockung führt nur bei dynamischer Ermüdung des M. triceps surae zu einer signifikanten Veränderung des Parameters Bodenkontaktzeit.

Im Ergebnis einer lokalen Ermüdungsaufstockung lässt sich für die Parameter Bodenkontaktzeit, Flughöhe und Flugzeit folgendes feststellen:

1. 76,7% der Probanden zeigten eine geringe bis mäßige Leistungsveränderung (Abnahme 44,6% / Zunahme 32,1%) der Bodenkontaktzeit (nicht signifikant).
2. 67,8% der Probanden zeigten eine geringe bis mäßige Leistungsveränderung (Abnahme 66,0% / Zunahme 1,8%) der Flughöhe (signifikant).
3. 92,9% der Probanden zeigten eine geringe bis mäßige Leistungsveränderung (Abnahme 89,3% / Zunahme 3,6%) der Flugzeit (signifikant).

Der Unterhypothese H_{1a} wird zugestimmt. Formuliert werden kann:

These 1_a:

Im Prozess der lokalen Ermüdung kommt es überwiegend zu einer signifikanten Verlängerung des Parameters „Bodenkontaktzeit“.

Die Veränderung der Bodenkontaktzeit kann damit begründet werden, dass koordinative Steuer- und Regelmechanismen bei zunehmender Ermüdung eine übergeordnete Funktion übernehmen. Letzteres findet unter anderem Begründung in der Aufgabenstellung \Rightarrow bei kurzer Bodenkontaktzeit die größtmögliche Höhe zu erreichen (THORHAUER et al., 2001). Des Weiteren wurde eine gezielte lokale Ermüdung des M. quadriceps femoris und M. triceps surae beidseitig erzeugt (Belastung mit willentlicher Beanspruchung notwendig und somit Umschlagen von lokaler zu komplexer Ermüdung). Somit kann eine Ermüdung antagonistisch oder synergistisch tätiger Muskeln, die das technische Leitbild beeinflussen können, nicht ausgeschlossen werden. Die Anzahl der Sprungserien (\bar{X} 9,1 / Vpn. = 27,3 Sprünge / Vpn.) und die unzureichende Erholung (ständiger Wechsel von lokaler Ermüdung und Kontrollübung) führen letztendlich zu einem Ermüdungsgrad, der die Steuer- und Regelmechanismen verändern kann.

In der weiteren Darstellung der Ergebnisse ist für den Parameter Bodenkontaktzeit zu erkennen, dass dieser mit einer stärkeren Streuung reagiert (Variationskoeffizient). Die Probanden reagieren mit unterschiedlichen individuellen Verhaltensmustern auf die fortschreitende Beanspruchung und Belastungsdauer, das heißt Verlängerung oder Verkürzung der Bodenkontaktzeit. Als eine mögliche Ursache kann die Veränderung (bewusst oder unbewusst) der Technikstrategie im Sinne einer Technikoptimierung (\Rightarrow

Konzentration auf den Absprung, um den Erhalt der Flughöhe zu sichern) (OLIVIER, 1996) oder aber als motorischer Lerneffekt angesehen werden.

Unterhypothese H_{1b} kann bestätigt werden. Nachfolgende These kann aufgestellt werden:

These 1_b:

Im Prozess der lokalen Ermüdung kommt es zu einer signifikanten Verringerung der Parameter „Flughöhe“ und „Flugzeit“.

Dies steht in Übereinstimmung mit Ergebnissen aus Pilotstudien und Untersuchungen von THORHAUER et al. (2001), MICHEL (2001) und SOROUR (2004).

7.2 Diskussion der Ergebnisse der elektromyographischen Parameter

Neben sporttechnischen Parametern und kinematischen Mechanismen wurden muskuläre Koordinationsmuster untersucht. Die Auswertung und Darstellung der elektromyographischen Ergebnisse verweisen auf grundsätzliche Unterschiede im Innervationsverhalten der abgeleiteten Bewegungskinetoren. Für alle Probanden lassen sich individuelle intermuskuläre Koordinationsmuster feststellen. Die differenten Ergebnisse der EMG – Parameter weisen auf eine unterschiedliche muskuläre Ausstattung der Probanden hin. Ursachen hierfür liegen zum einen im genetisch bedingten Muskelfaserspektrum und zum anderen in trainingsbedingten Adaptationen (Faserverteilung, Muskelhypertrophie, Trainingszustand) begründet. Die induzierte lokale Ermüdung hat veränderte Koordinationsmuster zur Folge und führt mit fortschreitendem Ermüdungsprozess zu differenten Aktivitätsverhalten der Muskelaktionspotentiale. Während die Anteile des M. gastrocnemius mit einer Zunahme der Muskelaktivität (maximale Amplituden; IEMG) reagieren, führt die fortschreitende Beanspruchung des M. soleus zu einer Abnahme der Aktivität (maximale Amplituden) (vgl. TÜRK – NOACK / THORHAUER, 2001). Möglicherweise sind unterschiedliche Funktionen in der Ansteuerung und Regulation zur Bewältigung der geforderten Bewegungsaufgabe verantwortlich. Für die Anteile des M. quadriceps femoris lässt sich im Verlauf der Ermüdung tendenziell ein Aktivitätsverlust nachweisen (MICHEL, 2003). Im Vergleich der Muskelaktionspotentiale für differente Ermüdungsgrade (IEMG) sind keine signifikanten Unterschiede nachweisbar (außer: M. gastrocnemius lateralis – unermüdet / teilermüdet;

unermüdet / ermüdet und M. gastrocnemius medialis - unermüdet / teiler müdet; unermüdet / ermüdet). Bezüglich des Vergleichs der MAP differenzierter Muskelanteile untereinander lassen sich signifikante Unterschiede feststellen (außer: M. soleus – M. gastrocnemius medialis (IEMG, maximale Amplitude); M. vastus lateralis – M. vastus medialis (IEMG); M. vastus lateralis – M. rectus femoris (unermüdet, ermüdet – IEMG); M. vastus lateralis – M. vastus medialis (teiler müdet, ermüdet – maximale Amplitude); M. vastus lateralis – M. rectus femoris (maximale Amplitude); M. vastus medialis – M. rectus femoris (maximale Amplitude)).

Der Haupthypothese H_2 wird nicht zugestimmt. Folgende These wird formuliert:

These 2:

Mit fortschreitender Ermüdung der Hauptbewegungskinetoren M. triceps surae und M. quadriceps femoris sind für die Muskelaktionspotentiale keine signifikanten Anstiege nachweisbar.

Unterhypothese H_{2a} muss abgelehnt werden. Es wird folgende These aufgestellt:

These 2_a:

Im Prozess der lokalen Ermüdung lässt sich für den M. soleus sowie die Anteile des M. quadriceps femoris eine Abnahme der muskulären Aktivität (IEMG und maximal Amplitude) feststellen, während die Anteile des M. gastrocnemius mit einer Aktivitätszunahme reagieren.

Die Unterhypothese H_{2b} kann bestätigt werden. Formuliert wird:

These 2_b:

Die differenzierte lokale Ermüdung führt bei den einzelnen Kontrollübungen (Squat Jump / Drop Jump) beim M. triceps surae zu veränderten muskelanteil – spezifischen Aktivitätsmustern, während sich für die Muskelaktionspotentiale des M. quadriceps femoris generell ein Aktivitätsverlust aufzeigen lässt.

Die Muskeln reagieren nicht als Einheit auf die Belastung. Unterschiedliche Amplitudenwerte verweisen auf strukturelle Besonderheiten. WITTKOPF / RÜHL (1984, 1994) und

AHONEN (1994) begründen höhere Amplituden mit einer gesteigerten Muskelaktivität. Zur Bewältigung der Belastung müssen mehr motorische Einheiten rekrutiert werden. Die Rekrutierung zusätzlicher motorischer Einheiten kann mit einem Anstieg der Entladungsrate korrelieren (MATON / GAMET, 1989). Nach KROGH – LUND (1993) geht der Anstieg der Entladungsrate mit einem Anstieg der Amplitudenwerte einher. Da ab einem bestimmten Grad der Ermüdung eine Zuschaltung neuer motorischer Einheiten nicht mehr möglich ist, könnte die zunehmende Synchronisation als Kompensationsmechanismus greifen. Die motorischen Einheiten kommen nicht mehr alternierend zum Einsatz, sondern entladen sich mehrmals hintereinander. BASMAJIAN / DE LUCA (1985), WEIR / McDONOUGH / HILL (1996) und GOLLHOFER (2000) interpretieren die Erhöhung der Amplituden als Ausdruck einer verbesserten Synchronisation bzw. „Nachrekrutierung“ motorischer Einheiten und kann somit intramuskulären Kompensationsmechanismen zugeschrieben werden. Beobachtbare Veränderungen bezüglich der muskulären Aktivität können u. U. auch mit einer ermüdungsbedingten Abnahme der Leitungsgeschwindigkeit (KAMEN / CALDWELL, 1996; DE LUCA, 1997) und der Abnahme der Entladungsfrequenz motorischer Einheiten (ENGELHARDT / FREIWALD, 1997; WRETILING / HENRIKSSON - LARSEN, 1998) begründet werden.

Ein weiterer Gesichtspunkt im Zusammenhang veränderter Amplitudenhöhen ist die Muskelfaserzusammensetzung der Probanden. Die Ermüdungswiderstandsfähigkeit kann durch eine differente Faserverteilung (ST – und FT – Fasern) beeinflusst werden. HORITA / ISHUKO (1987) vermuten einen Zusammenhang zwischen dem Rückgang der Muskelaktivität und der erhöhten Laktatzunahme im muskulären System. Muskeln mit einem hohen Anteil an FT – Fasern produzieren anteilig mehr Laktat als Muskeln mit einem hohen ST – Faseranteil (MANNION / JAKEMAN, 1995).

7.3 Diskussion der Ergebnisse der kinematischen Parameter

Kap. 6.3 befasst sich mit der Auswertung und Darstellung von ausgesuchten kinematischen Parametern wie Körperschwerpunkt, Winkelgröße und Winkelverlauf. Als ein Ergebnis lässt sich verdeutlichen, dass bei fortschreitender lokaler Ermüdung die Höhe des Körperschwerpunktes bei allen Sprungserien relativ konstant bleibt. Dies steht auch in Übereinstimmung mit dem von THORHAUER et al. (2001) aufgezeigten Phänomenen. In

Anlehnung an MICHEL (2003) kann ein verstärktes Absenken des Körperschwerpunktes zum Zeitpunkt Absprung / Landung (maximale Flexion im Kniegelenk) und in der Flugphase (maximale Extension im Kniegelenk) bestätigt werden. Veränderungen in der Bewegungsstruktur sind im 1. Sprung (Squat Jump) nicht ersichtlich. Die sich anschließenden Drop Jumps weisen unabhängig vom Ermüdungsgrad Strukturähnlichkeiten auf, die jedoch mit einer ermüdungsbedingten Phasenverschiebung verbunden sind. Zeitliche Minima- und Maximaverschiebungen im Übergang zum 2. und 3. Sprung sowie in der Flugphase des 2. und 3. Sprunges können als kinematische Kompensationsmechanismen der Ermüdungsregulation verstanden werden. Als Ursache wird eine erhöhte Beinsteifigkeit vermutet (vgl. SEYFARTH et al., 1999). Beim Hüftgelenkwinkel sind Differenzen zwischen den einzelnen Sprüngen nicht ganz so ausgeprägt.

Bei der Betrachtung der einzelnen Sprungserien ist für den Hüftgelenkwinkel tendenziell eine Verringerung festzustellen, während für den Kniegelenkwinkel vor allem in der Phase Absprung / Landung ein Anstieg zu verzeichnen ist. Der verstärkte Anstieg des Kniegelenkwinkels weist darauf hin, dass der Streckfunktion im Kniegelenk zur Stabilisierung der sportlichen Leistung eine wesentliche Funktion zukommt. Die zunehmende Gelenkversteifung bei lokaler Muskelermüdung beschrieben u.a. THORHAUER et al. (2001) in eigenen Studien. Durch bewusste oder unbewusste Versteifungsmaßnahmen wird auf eine exzentrische Energienutzung aus dem Dehnungs – Verkürzungs – Zyklus zurückgegriffen, um dem Leistungsverlust entgegenzuwirken. Durch die Verlagerung von Arbeitsanteilen in passive Strukturen des Binde- und Stützgewebes (Sehnen, Bänder) werden die Bewegungskinetoren entlastet. Dem gegenüber stehen Untersuchungen zu reaktiven Bewegungen von SEYFAHRT / GÜNTHER / BLICKHAN (2001) und MICHEL (2003). Im Zusammenhang mit einer beobachtbaren stärkeren Flexion im Knie- und Sprunggelenk verweisen sie auf ein erhöhtes Absenken des Körperschwerpunktes. Im Verlauf einer lokalen Ermüdung sind für Hüft- und Kniegelenkwinkel unterschiedliche Beanspruchungsreaktionen erkennbar. Signifikante Veränderungen bezüglich der kinematischen Leistungsparameter Körperschwerpunkt, Kniegelenk- und Hüftgelenkwinkel sind nicht zu verzeichnen. Die Haupthypothese H_3 muss somit abgelehnt werden und es wird folgende These aufgestellt:

These 3:

Eine lokale Ermüdung der Hauptbewegungskinetoren M. triceps surae und M. quadriceps femoris führt in der Regel zu keinen signifikanten Veränderungen kinematischer Bewegungsparameter.

Der Unterhypothese H_{3a} kann nur bedingt zugestimmt werden. Formuliert wird:

These 3_a:

Bei fortschreitender lokaler Ermüdung kommt es zur tendenziellen Vergrößerung der Bewegungsamplitude des Kniegelenkwinkels, während sich die Bewegungsamplitude des Hüftgelenkwinkels im Prozess der Ermüdung verkleinert.

Die Unterhypothese H_{3b} kann bestätigt werden. Formuliert wird:

These 3_b:

Die fortschreitende lokale Ermüdung führt zu einer tendenziellen Abnahme der Bewegungsamplitude des Körperschwerpunktes.

Die schon erwähnte widersprüchliche Befundlage zu Mechanismen bei lokaler Ermüdung (Absinken oder Erhöhung der Gelenksteifigkeit) lässt Raum für weitere Diskussionsansätze. FRIEDRICHS et al. (1999) weisen darauf hin, dass für den Erhalt der Flughöhe ein konstanter Kraftimpuls notwendig ist. Bei fortlaufendem Ermüdungsprozess kann dieser u.a. durch eine verlängerte Bodenkontaktzeit reguliert werden. Die Abnahme des Kraftimpulses hat eine Verringerung der sportlichen Leistung (Flughöhe) zur Folge. Das System reagiert mit der Strategie der Gelenkversteifung (THORHAUER, 2001). Durch Verkleinerung der Gelenkwinkel werden die Bewegungskinetoren entlastet und Binde- und Stützgewebe zur Regulierung einbezogen. Ein weiterer Aspekt ist in diesem Zusammenhang, dass sich durch verstärkte Flexion im Kniegelenk die Winkelamplituden vergrößern und somit verlängerte Beschleunigungswege den Erhalt der Leistung kompensieren können. MICHEL (2003) vertritt die Auffassung, dass die kinematische Regulation vorrangig durch das Sprunggelenk (zunehmende Flexion und Extension) erfolgt.

Weiterhin ist der Erhalt der sportlichen Leistung im Verlauf des Ermüdungsprozesses als motorischer Lernprozess anzusehen oder im Sinne einer Technikoptimierung zu betrachten. Mit fortschreitender Belastung entwickeln die Probanden individuelle Strategien, um die Leistungsfähigkeit aufrecht zu erhalten. Eine mögliche Strategie kann sich durchaus in der Abwandlung (Abfälschung) des vorgegeben Technikleitbildes äußern, wie sie z. B. aus dem Krafttraining von Hochleistungssportlern bekannt sind. In der Summe sind vielfältige Strategien oder Varianten zur Bewältigung der gestellten Aufgabe je nach genetischer

Disposition, Belastungsgrad, Technik, Technikniveau, Zielstellung und Motivation zu vermuten. Weitere Aufklärung könnte z. B. eine homogene Probandengruppierung in Anlehnung an die vermuteten Ursachenkomplexe ergeben. Aus den vorliegenden Ergebnissen kann die Haupthypothese **H₄** angenommen werden und lässt sich wie folgt formulieren:

These 4:

Mit zunehmender lokaler Ermüdung der Hauptbewegungskinetoren M. triceps surae und M. quadriceps femoris treten spezifisch wirkende, individuelle Kompensationsmechanismen ein.

Eine veränderte Beinkinematik kann als Kompensationsmechanismus bestätigt werden. Der Unterhypothese **H_{4d}** wird zugestimmt. Folgende These wird aufgestellt:

These 4_d:

Mit zunehmender lokaler Ermüdung der Hauptbewegungskinetoren M. triceps surae und M. quadriceps femoris setzen kompensatorisch wirkende Gelenkversteifungsstrategien im Knie- und Hüftgelenk ein.

7.4 Integrative Diskussion

In bisher veröffentlichten Studien zur lokalen Muskelermüdung wurde darauf hingewiesen, dass die induzierte Belastung nicht zu einem starken Rückgang der sportlichen Leistung führt (THORHAUER et al., 2001; TÜRK – NOACK / THORHAUER, 2001; MICHEL, 2001; MICHEL, 2003; SOROUR, 2004). Nach Auswertung und Interpretation der dargestellten Ermüdungsstudien können diese Ergebnisse bestätigt werden. Anzumerken ist, dass bei der Auswertung von Einzelfallstudien individuelle Systemreaktionen bzgl. der erfassten Parameter möglich sind. Neben keinen oder mäßigen Veränderungen hinsichtlich der Bodenkontaktzeit können auch starke Zunahmen festgestellt werden. Bezüglich der Sprunghöhe sind neben unveränderten Sprunghöhen auch mäßige und starke Abnahmen zu verzeichnen. Somit ist festzuhalten, dass die gezielte lokale Ermüdung eines bewegungswichtigen Kinetors individuell auch zu einem starken Leistungsverlust bezüglich der Bodenkontaktzeit und Sprunghöhe führen kann. Leistungsverluste sind generell nicht für jeden Probanden und jede Ermüdungsstudie festzustellen, sondern in Abhängigkeit von der Individualität des Probanden, der gewählten Belastungsstruktur sowie vom belasteten muskulären System zu sehen. Das könnte bedeuten, der Leistungsverlust entspricht dem Anteil des ermüdeten Muskels. Einerseits könnten unterschiedliche Auswirkungen dem widersprechen und andererseits könnten unterschiedliche Auswirkungen darauf hinweisen, dass es unterschiedliche Bewegungslösungen / Bewegungsprogramme gibt. Bei geringen Leistungsverlusten hat der ermüdete Muskel nur einen geringen Anteil an der Leistung und umgekehrt. Es existieren keine Kompensationsmechanismen, sondern das System reagiert bezüglich der Leistung immer so, wie der Anteil des Muskels an der Gesamtleistung des Muskels beteiligt ist. Zu konstatieren ist, dass sich eine Leistungsveränderung stark interindividuell auswirkt und vom gewählten Ermüdungsprogramm geprägt ist.

Ähnliche Aussagen lassen sich treffen, wenn die Ergebnisse zu kinematischen Auswirkungen diskutiert werden. Hier zeigt sich eine deutliche Disparität zu Erkenntnissen aus anderen Studien (THORHAUER et al., 2001; SEYFAHRT / GÜNTHER / BLICKHAN, 2001; MICHEL, 2001; MICHEL, 2003). Die Veränderung der Gelenksteifigkeit durch lokale Muskelermüdung steht in direktem Zusammenhang von individuellen Dispositionen wie Beanspruchung, Muskelfaserzusammensetzung, -verteilung, Trainingserfahrung und –zustand, motorischer Bewegungserfahrung sowie Stabilität entsprechender

Bewegungsprogramme. Die Auswahl des Ermüdungsprogramms spielt weiterhin eine bedeutende Rolle bzgl. der Veränderung der Gelenksteifigkeit eines Sportlers.

Die Auswertung der Muskelinnervationsmuster (EMG) verdeutlicht, dass unterschiedliche Sportler bzw. sportartspezifisch Trainierte mit individuell eigenen Bewegungsprogrammen arbeiten und auf die induzierte Belastung reagieren. Diese differenzierten Bewegungsprogramme können mit Hilfe der EMG veranschaulicht werden. Muskuläre Kompensationsmechanismen sind dagegen schwieriger aufzuzeigen. Die Einzelfallbetrachtung zeigt individuelle Aktivitätsverschiebungen bzw. –veränderungen in Abhängigkeit vom Ermüdungsprogramm. Die Erhöhung der EMG – Amplituden kann als Ausdruck einer erhöhten Muskelaktivität angesehen und somit intramuskulären Prozessen zugeschrieben werden. Kompensatorische Veränderungen treten demnach fast immer ein, müssen aber noch detaillierter untersucht werden, um die Allgemeingültigkeit zu bestätigen. Letztendlich ist festzustellen, dass die durch lokale Muskelermüdung verursachte Veränderung der Muskelaktivität interindividuell und in Abhängigkeit vom gewählten Ermüdungsprogramm / vom ermüdeten Muskel bestimmt wird.

Aufgrund der individuellen Grundvoraussetzungen der Probanden wie unterschiedlich entwickeltem motorischen Fertigniveau, der Verfügbarkeit differenzierter motorischer Grundmuster für Bewegungsabläufe sowie ihrer genetischen Dispositionen und sportartspezifischen Trainingsadaptationen, lassen sich für verschiedene Typen von Sportlern Differenzen im Ermüdungsverhalten feststellen. Im Ergebnis der Studie kann belegt werden, dass für individuelle Sportlertypen sehr spezifische Anpassungsregulationen im Verlauf des Ermüdungsprozesses existieren, die einen ermüdungsbedingten Leistungsverlust kompensieren. Es lassen sich auf muskulärer und kinematischer Ebene spezifisch kompensatorisch wirksame Verhaltensmuster feststellen, die u. a. vom Belastungsreiz beeinflusst werden. Tabelle 58 gibt einen Überblick zum individuellen Verhalten bzw. systemspezifischen Reaktionen, der bei den Probanden erfassten Parameter im Verlauf einer lokal induzierten Ermüdung. Das Muskelsystem reagiert auf unterschiedliche Belastungsstrategien in der Tendenz mit geringen Einbußen bezüglich der sportlichen Leistungsfähigkeit. Anhand der EMG – Daten lassen sich in Abhängigkeit vom Grad der Ermüdung Veränderungen der Muskelaktivität in der Bewegungsregulation aufzeigen. Dies wird als Kompensation der reversiblen Leistungseinschränkung verstanden.

Tab. 58: Übersicht zu sporttechnischen, bioelektrischen und kinematischen Parametern aller Probanden (Bezug: Sprungserie unermüdet / ermüdet)

Pro-band	sporttechnische Parameter			bioelektrische Parameter												kinematische Parameter						
	BKZ	FH	FZ	IEMG						Maximale Amplituden						KSP			KGW		HGW	
				M. sol	M. gas lat	M. gas med	M. vas lat	M. vas med	M. rec	M. sol	M. gas lat	M. gas med	M. vas lat	M. vas med	M. rec	A	L	F	A / L	F	A / L	F
A	↑	↓	↓	↓	↓	↑	↑	↑	↓	↓	↓	↓	↑	↓	↓	↓	↓	↓	↑	↓	↓	↓
B	↓	↓	↓	↑	↑	↑	↓	↓	↓	↑	↑	↑	↓	↓	↓	↓	↔	↓	↓	↑	↓	↑
C	↑	↓	↓	↓	↑	↑	↓	↓	↓	↓	↑	↑	↓	↓	↓	↑	↓	↓	↑	↑	↑	↑
D	↑	↓	↓	↑	↑	↑	↓	↓	↓	↑	↑	↑	↓	↓	↓	↔	↓	↓	↑	↓	↓	↓
E	↑	↓	↓	↑	↑	↑	↑	↓	↓	↑	↑	↑	↑	↓	↑	↑	↓	↓	↑	↓	↓	↓
F	↓	↓	↓	↓	↑	↑	↓	↓	↑	↓	↑	↑	↓	↓	↑	↓	↑	↓	↑	↓	↑	↓
G	↑	↓	↓	↑	↑	↑	↑	↓	↑	↑	↑	↓	↓	↓	↓	↑	↓	↓	↑	↓	↓	↓
H	↑	↓	↓	↓	↑	↑	↓	↓	↓	↓	↑	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↑	↓	↓
I	↑	↓	↓	↑	↑	↑	↑	↑	↑	↓	↑	↑	↑	↓	↑	↑	↔	↓	↑	↑	↑	↓
J	↑	↓	↓	↓	↑	↑	↓	↓	↓	↓	↑	↑	↓	↓	↓	↑	↑	↓	↑	↑	↑	↓
K	↑	↓	↓	↑	↑	↑	↑	↓	↑	↓	↑	↑	↓	↓	↑	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↑
L	↑	↓	↓	↓	↓	↑	↓	↓	↓	↓	↓	↑	↓	↓	↓	↑	↓	↓	↑	↑	↑	↑
M	↑	↓	↓	↑	↑	↑	↑	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↑	↑	↓	↓
N	↓	↓	↓	↓	↓	↑	↓	↓	↓	↓	↓	↑	↓	↓	↓	↓	↑	↓	↑	↑	↓	↓

Legende: ↑ - Erhöhung / Zunahme; ↓ - Verringerung / Abnahme; ↔ - keine Veränderung

M. sol – M. soleus; M. gas lat – M. gastrocnemius lateralis; M. gas med – M. gastrocnemius medialis

M. vas lat – M. vastus lateralis ; M. vas med – M. vastus medialis; M. rec – M. rectus femoris

A – Absprung (maximale Flexion); L – Landung (maximale Flexion); F – Flugphase (maximale Extension)

7.5 Lokale Ermüdung in Abhängigkeit der Sportartspezifik

Die Bedeutung der Untersuchung für die Trainingspraxis soll in diesem Kapitel verdeutlicht werden. Als Ansatz für die Individualisierung des Trainingsprozesses sind exemplarisch die Daten ausgewählter Probanden bezüglich der erfassten Parameter als Mittelwerte und für Ermüdungsprogramm 2 – lokale Ermüdung des M. triceps surae dynamisch (60%) - dargestellt. Es wurden Probanden gewählt, die sich in ihrer trainingsspezifischen Belastungsstruktur unterscheiden, um gemeinsame und / oder unterschiedliche Beanspruchungsreaktionen im Verlauf des Ermüdungsprozesses herauszustellen. Die Darstellung umfasst die Ergebnisse für je einen Probanden mit ausdauerakzentuiertem, kraftakzentuiertem und spielakzentuiertem Training.

- Parameter der sportlichen Leistung

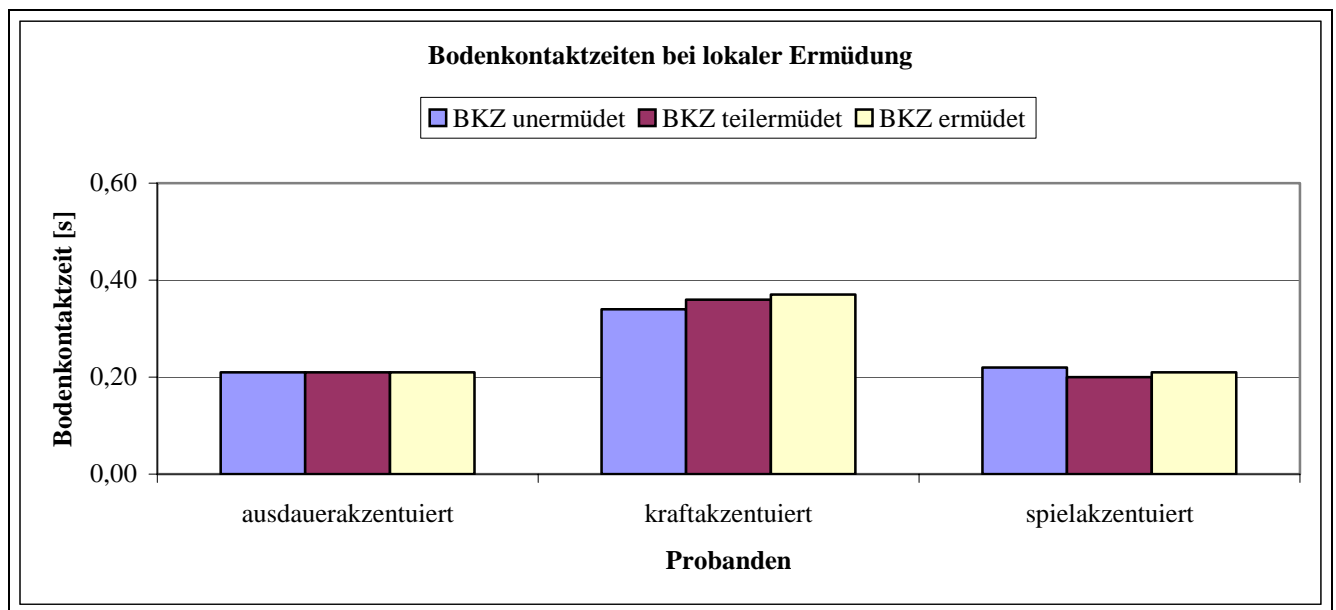


Abb. 85: Graphische Darstellung BKZ für ausgewählte Probanden mit trainingsspezifischer Akzentuierung im Gesamtüberblick

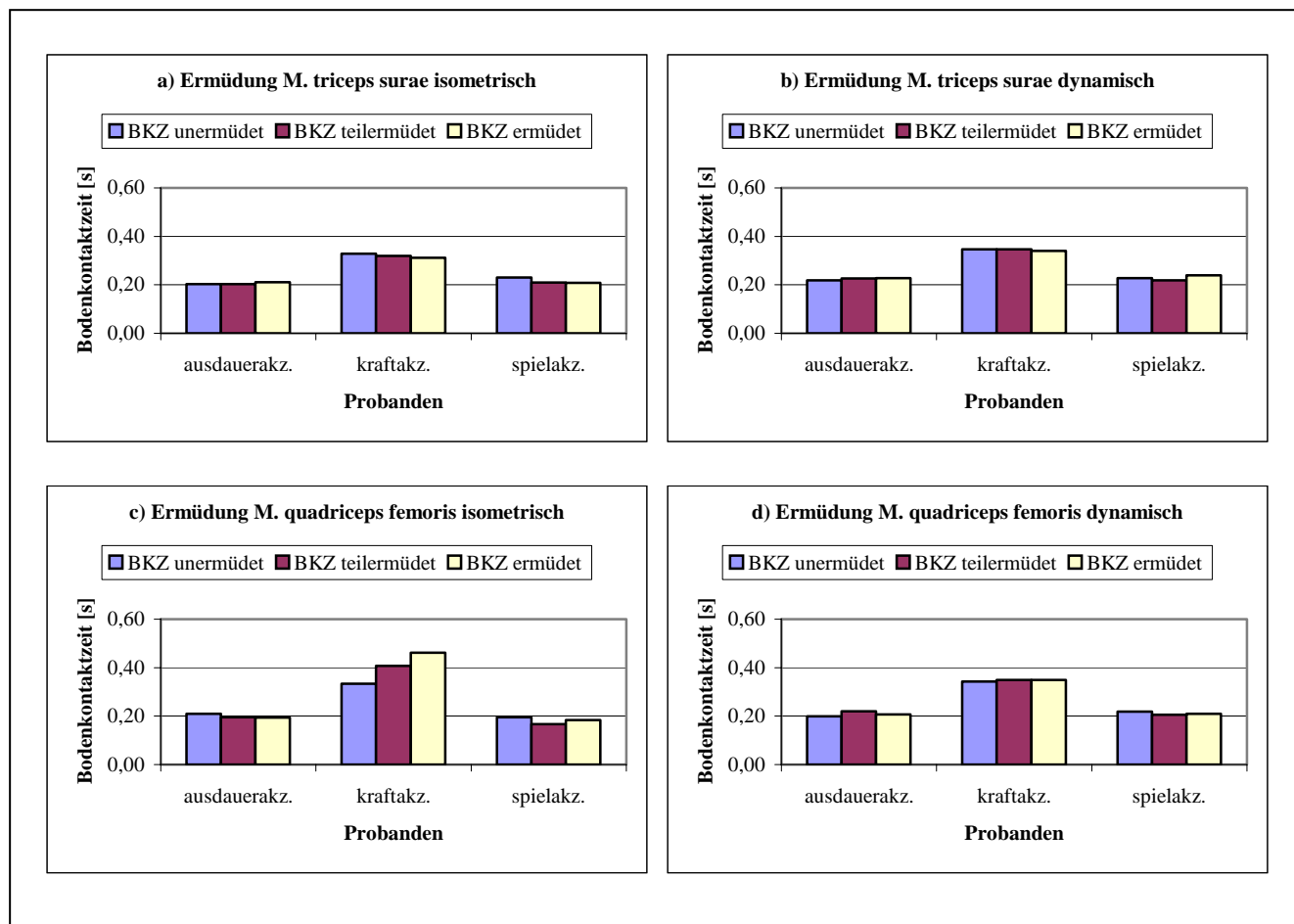


Abb. 86 a – d: Darstellung der BKZ bei differenten Ermüdungsprogrammen für ausgewählte Probanden mit trainingsspezifischer Akzentuierung

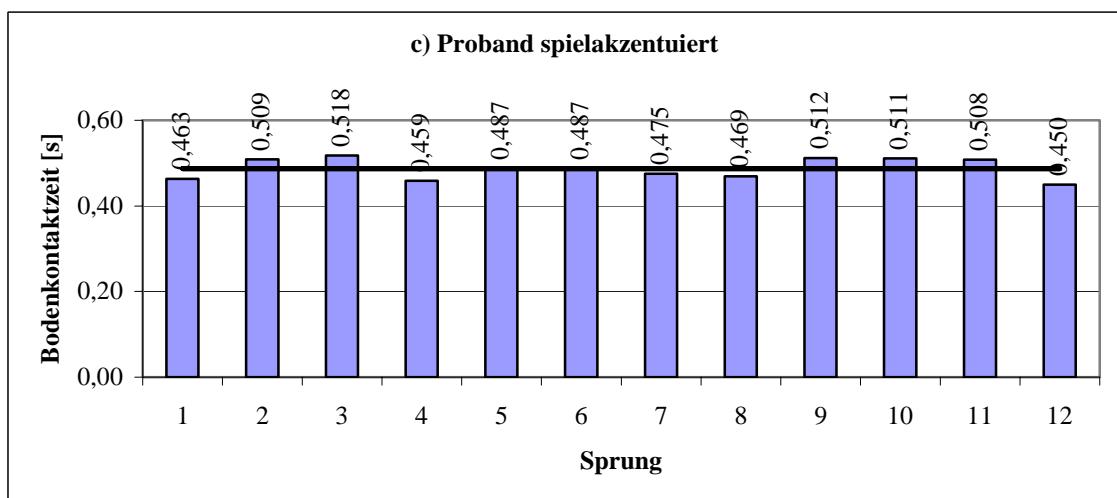
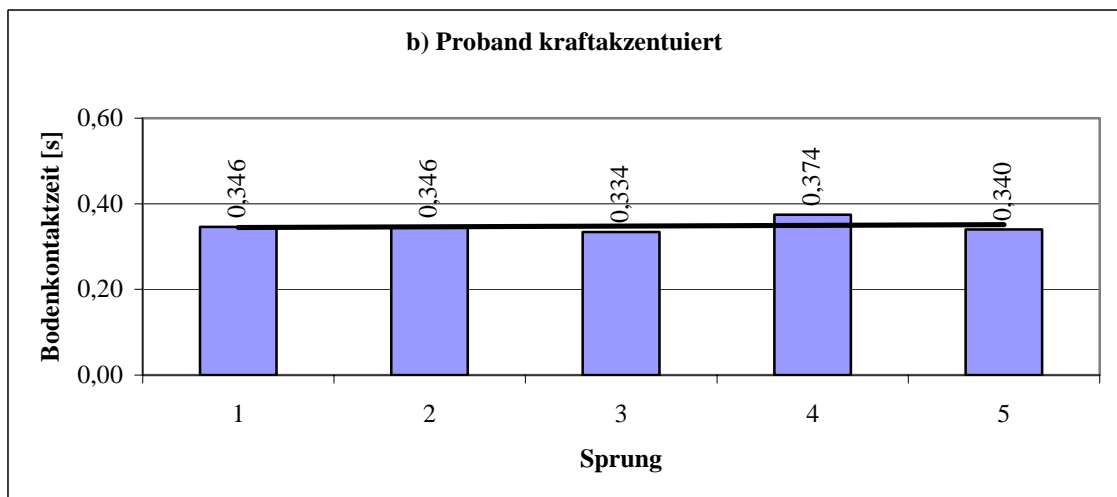
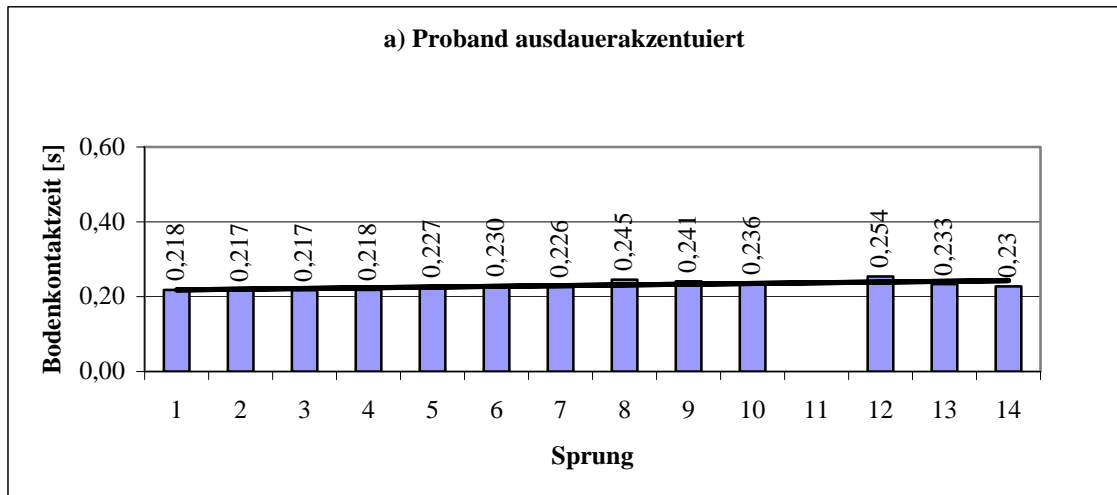


Abb. 87 a – c: Bodenkontaktzeiten bei lokaler dynamischer Ermüdung des M. triceps surae für ausgewählte Probanden mit trainingsspezifischer Akzentuierung

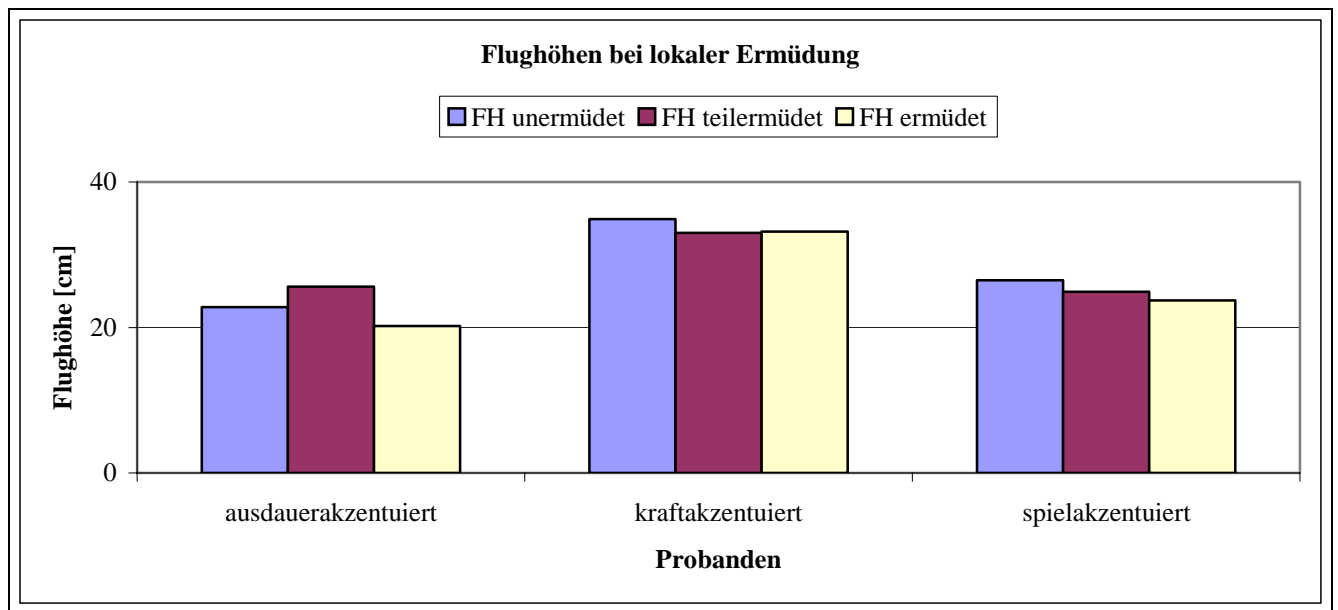


Abb. 88: Graphische Darstellung FH für ausgewählte Probanden mit trainingsspezifischer Akzentuierung im Gesamtüberblick

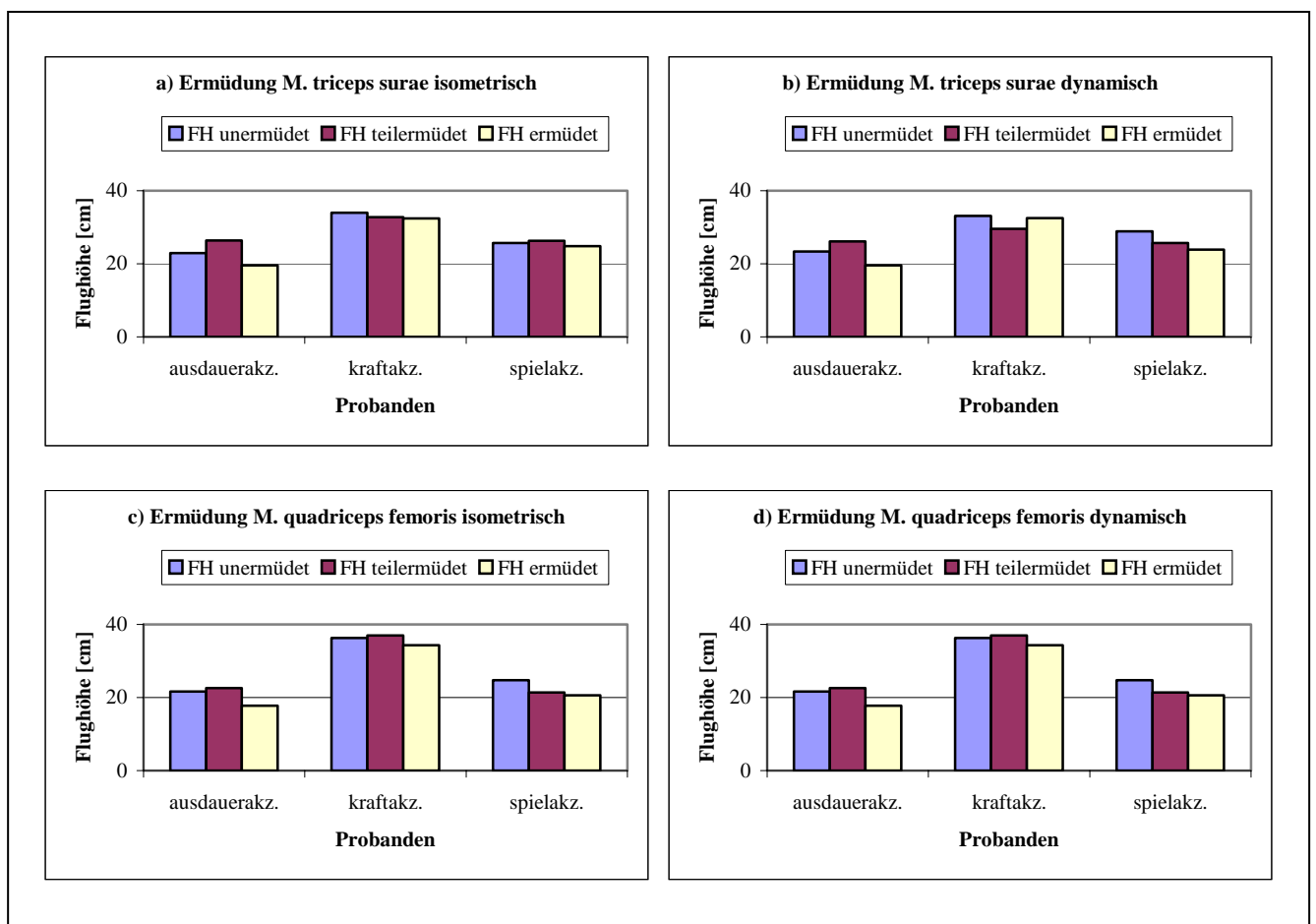


Abb. 89 a – d: Darstellung FH bei differenten Ermüdungsprogrammen für ausgewählte Probanden mit trainingsspezifischer Akzentuierung

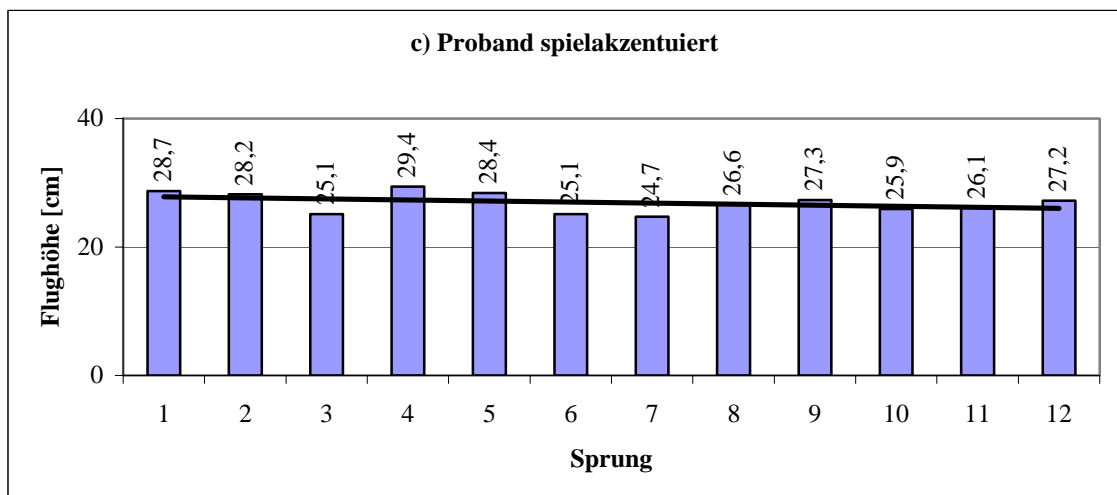
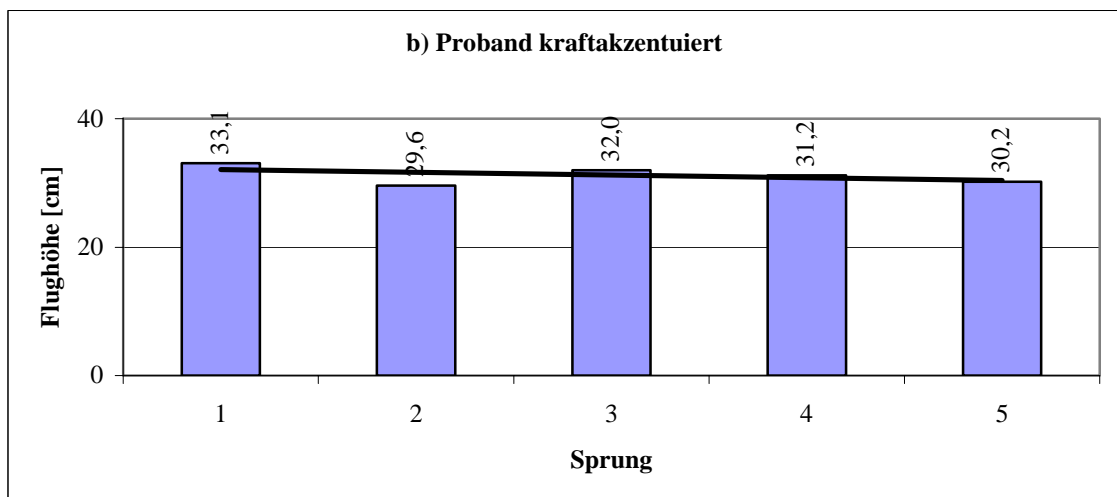
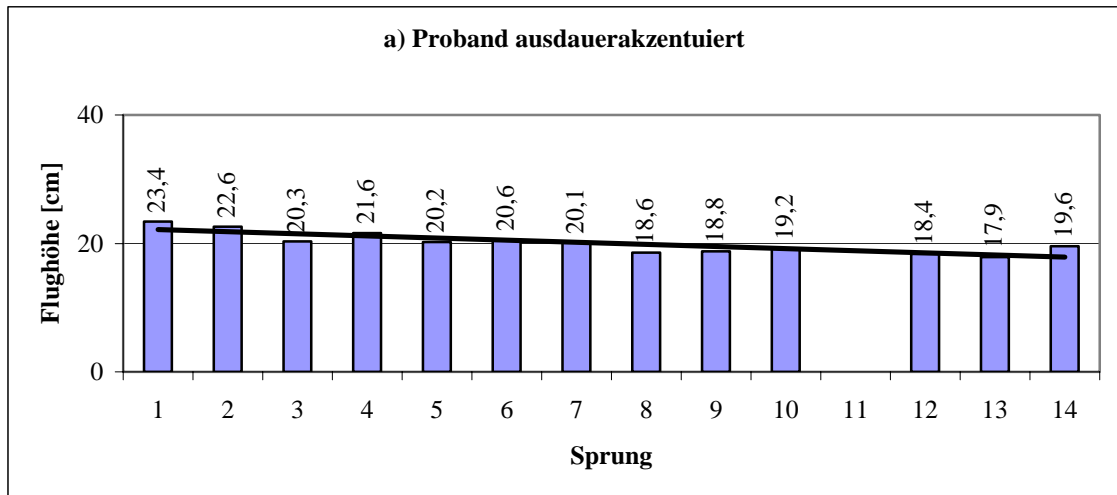


Abb. 90 a – c: Flughöhen bei lokaler dynamischer Ermüdung des M. triceps surae für ausgewählte Probanden mit trainingsspezifischer Akzentuierung

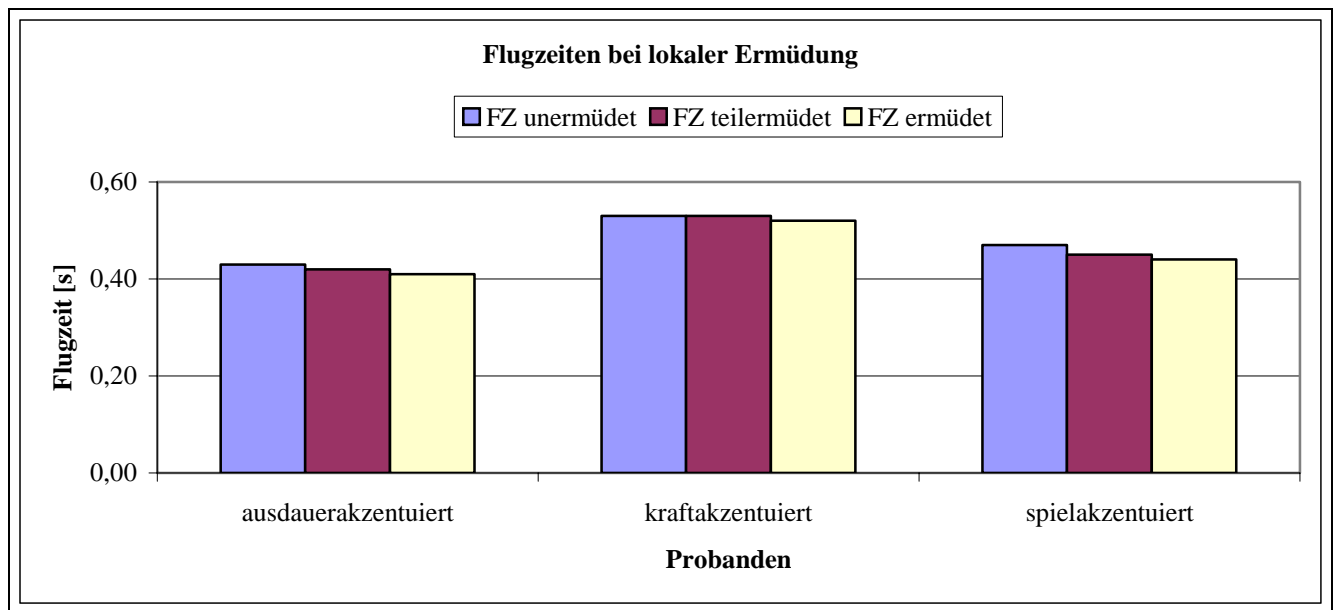


Abb. 91: Graphische Darstellung FZ für ausgewählte Probanden mit trainingsspezifischer Akzentuierung im Gesamtüberblick

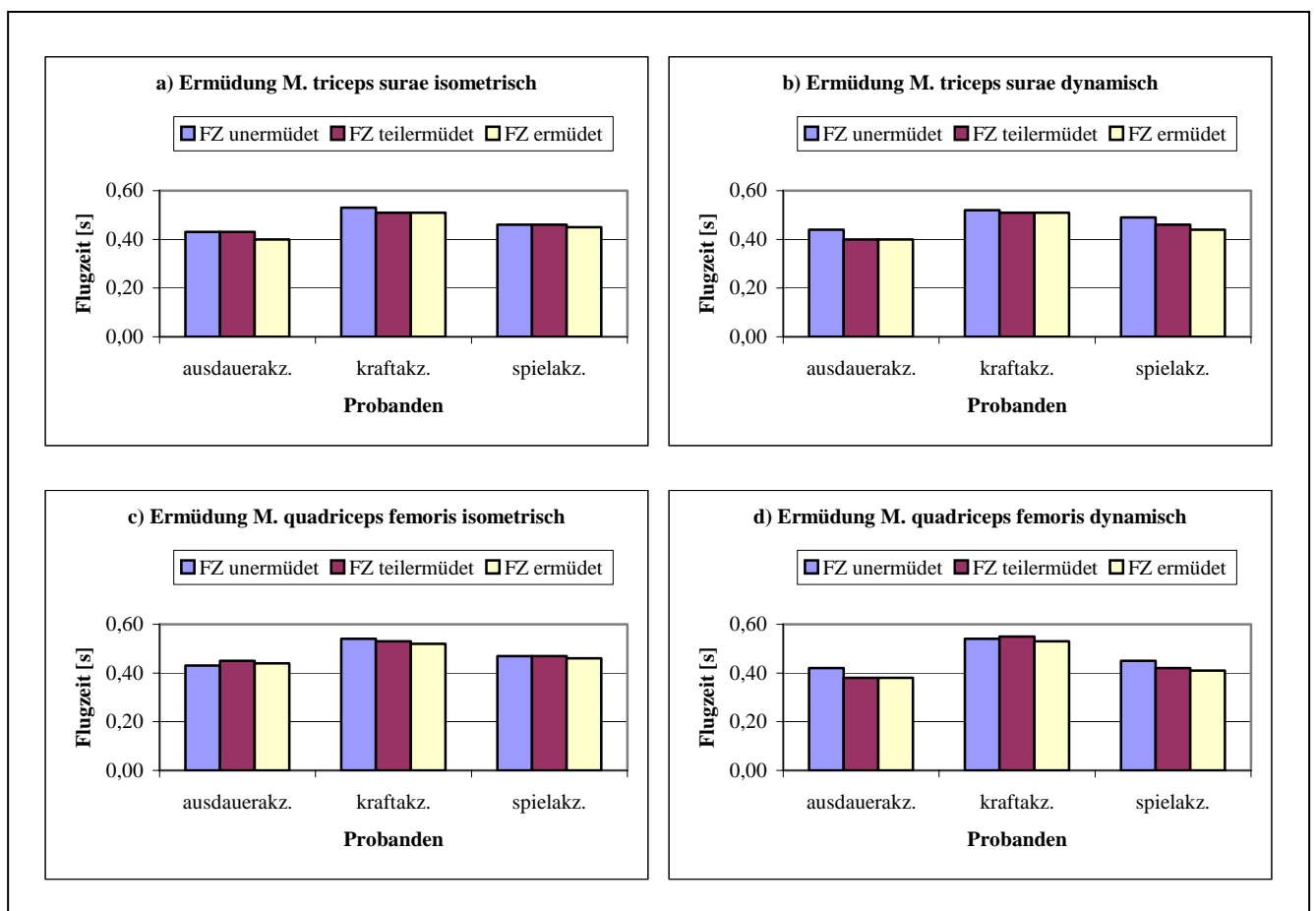


Abb. 92 a – d: Darstellung der Flugzeiten bei differenten Ermüdungsprogrammen für ausgewählte Probanden mit trainingsspezifischer Akzentuierung

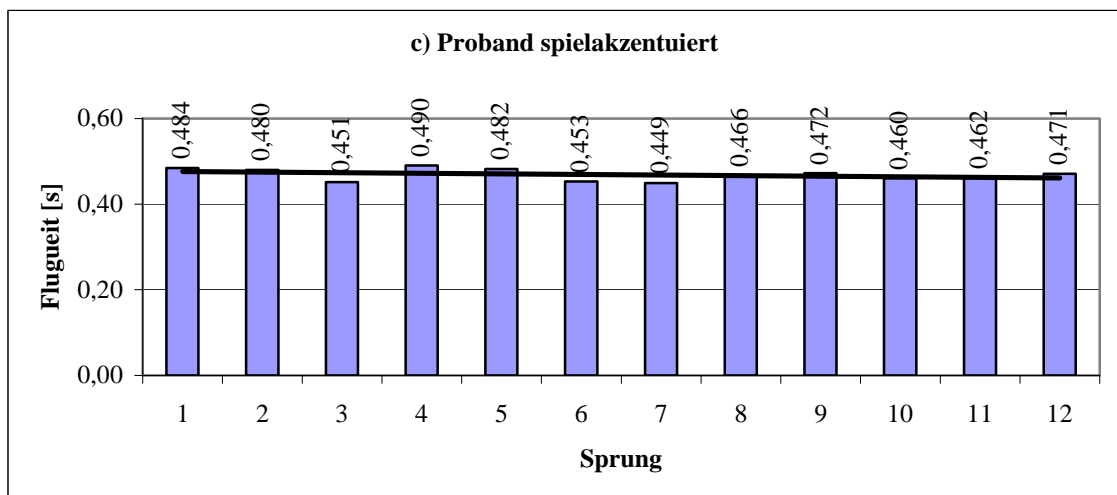
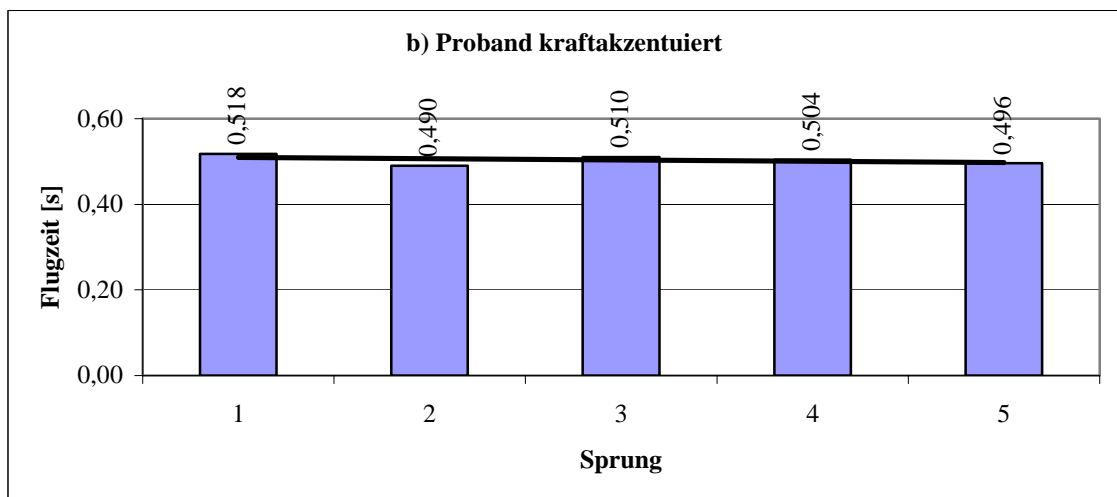
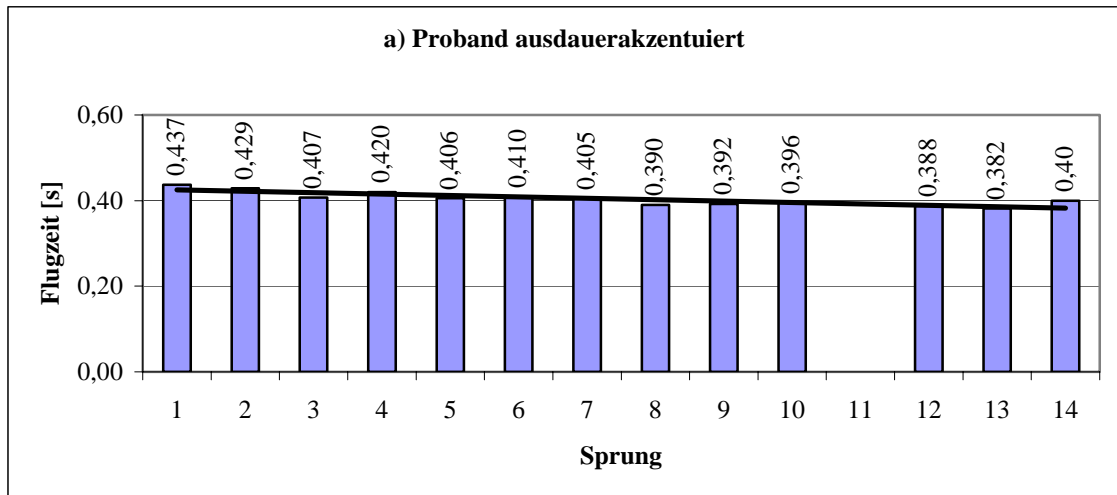
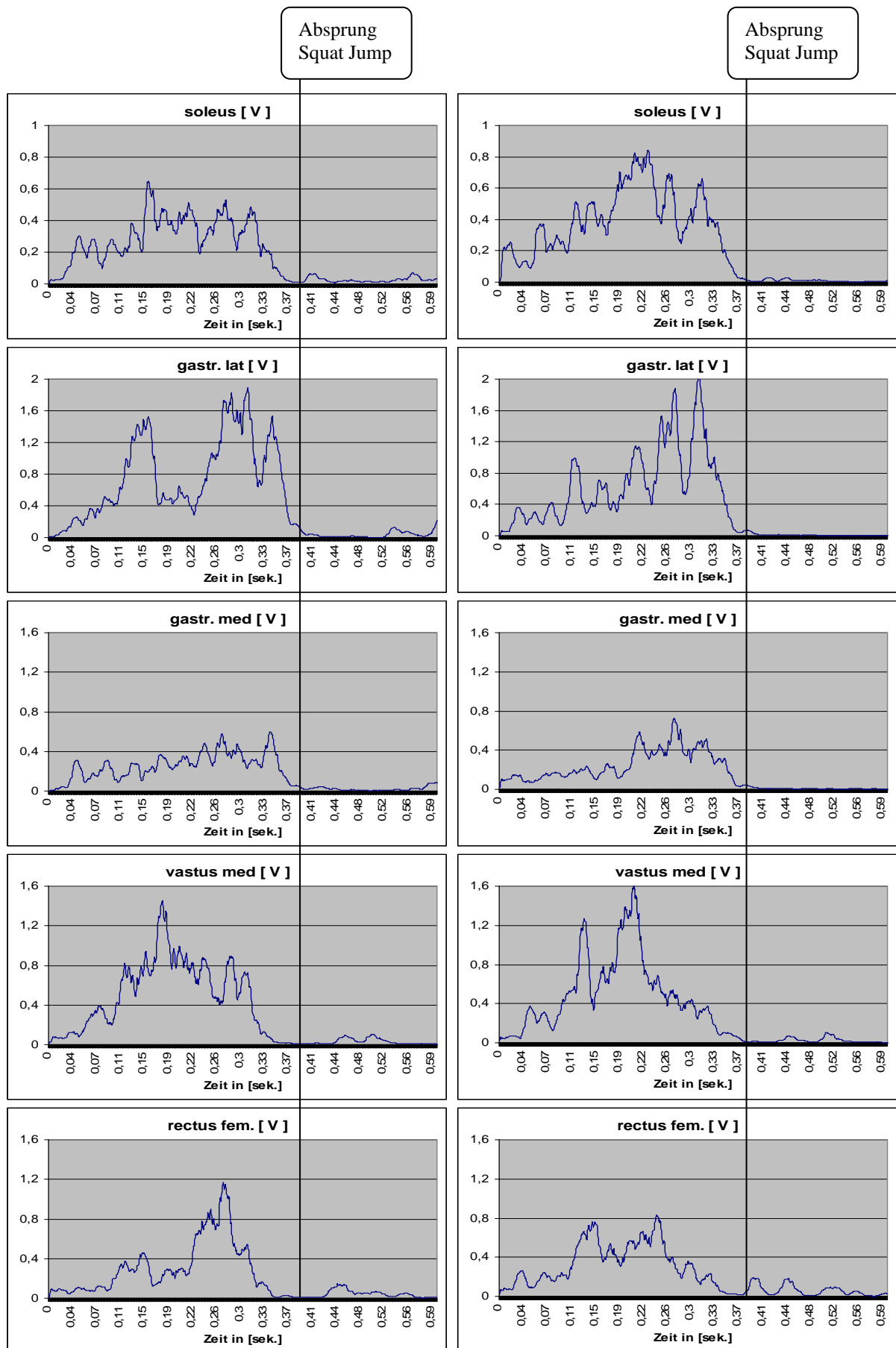


Abb. 93 a – c: Flugzeiten bei lokaler dynamischer Ermüdung des M. triceps surae für ausgewählte Probanden mit trainingsspezifischer Akzentuierung

- **Elektromyographische Parameter**



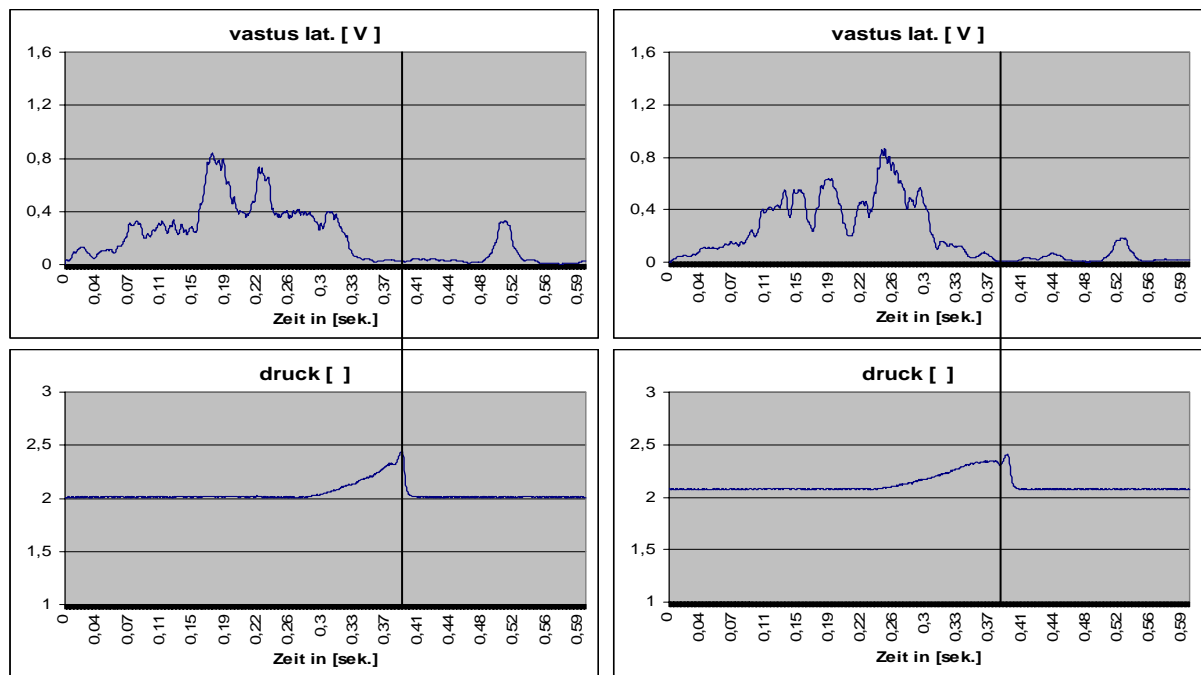
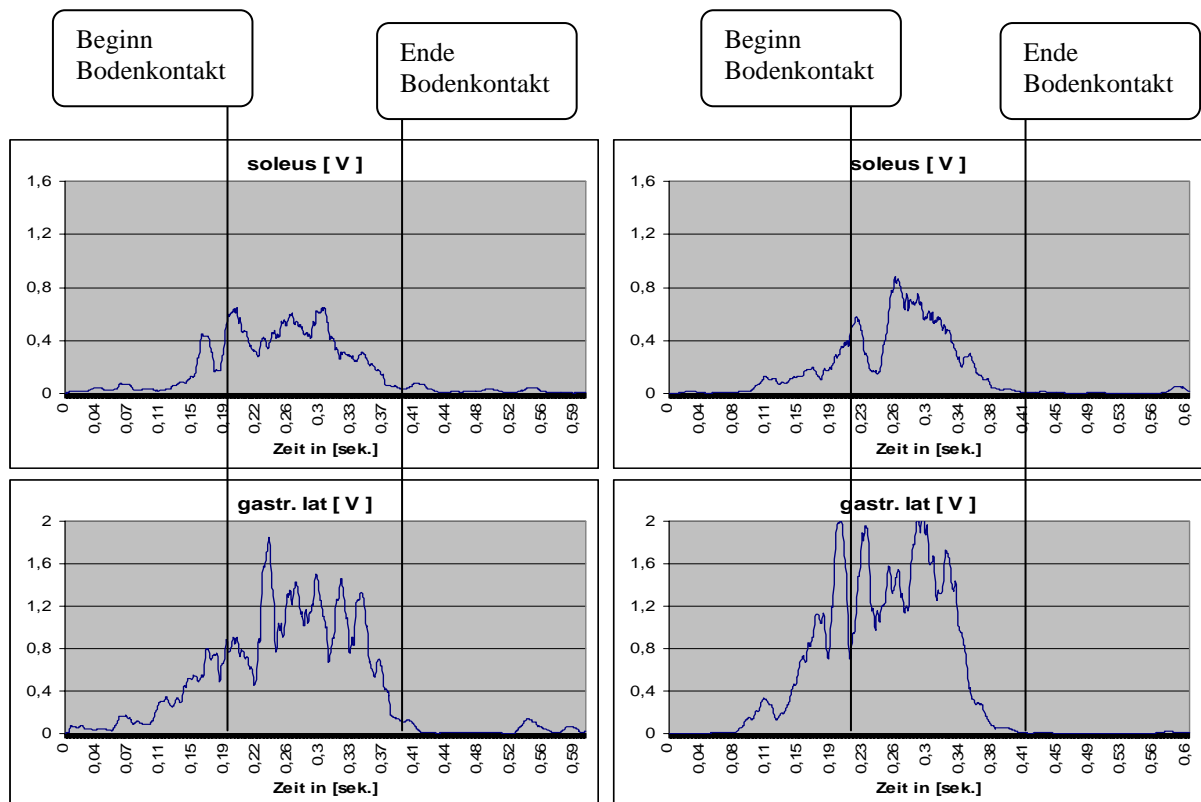


Abb. 94: Ausgewählte EMG während des Squat Jump bei lokaler dynamischer Ermüdung M. triceps surae – Proband ausdauerakzentuiert (unermüdet (links) / ermüdet (rechts))



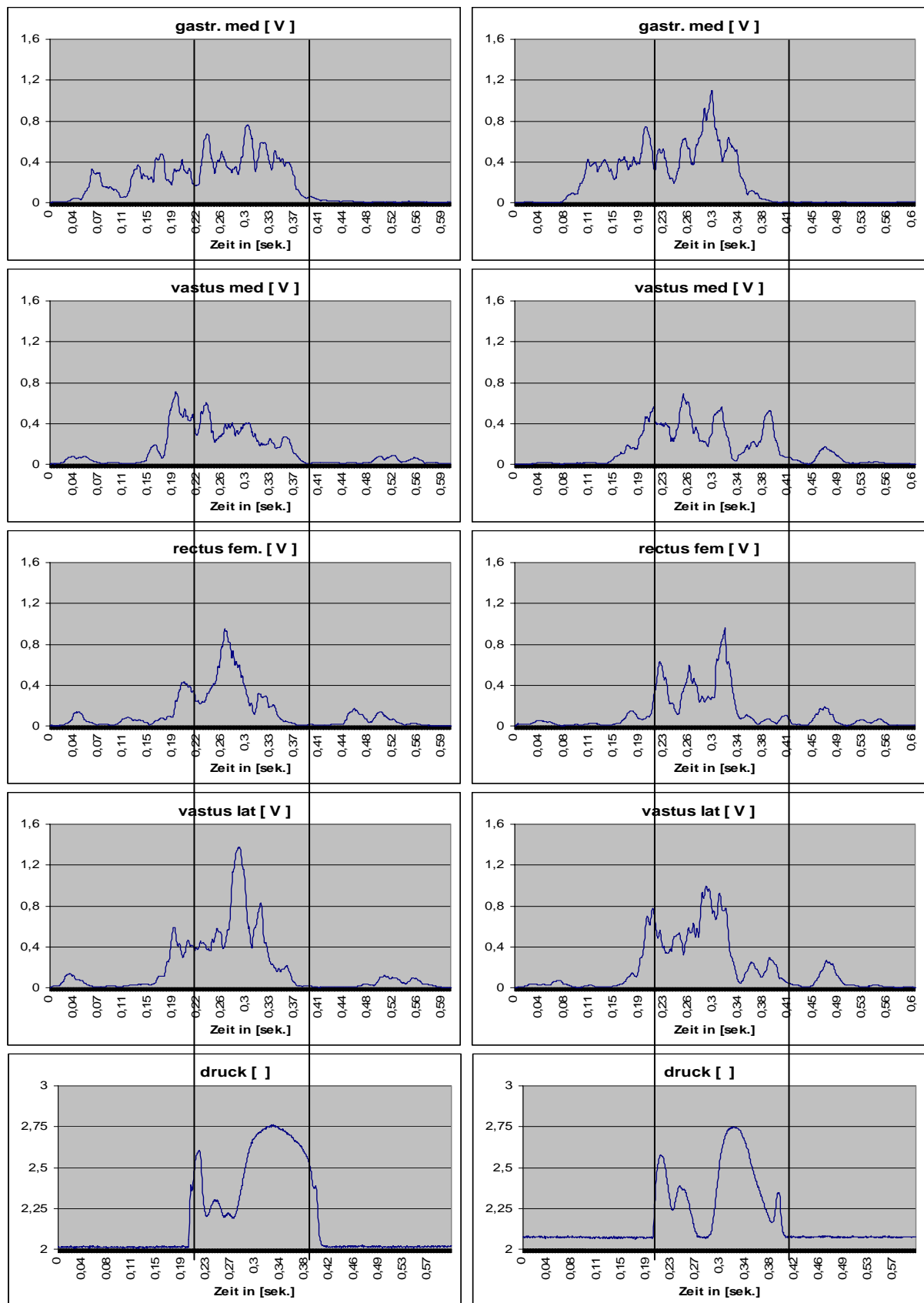
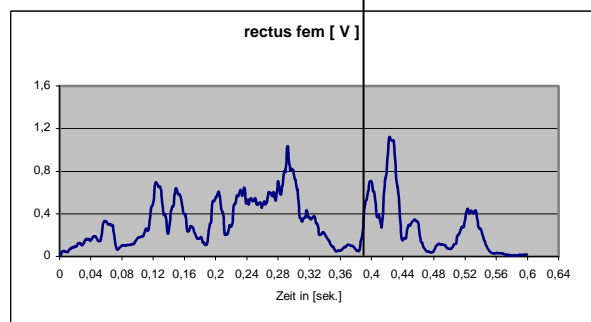
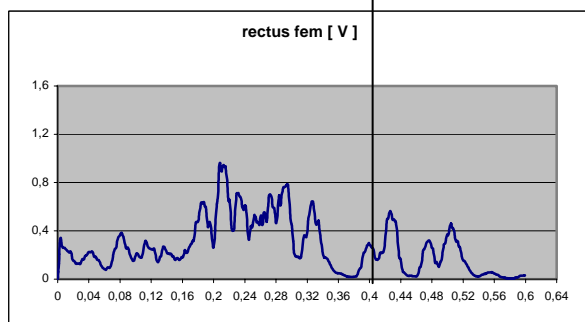
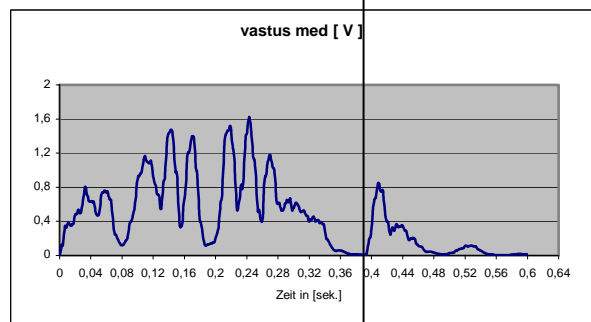
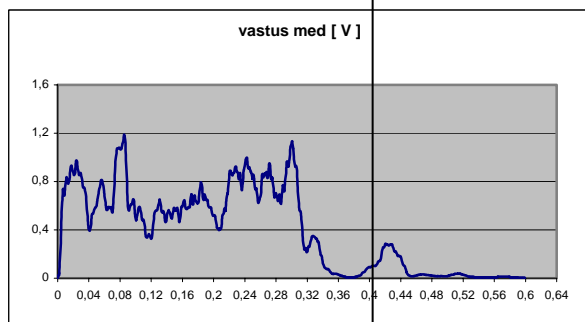
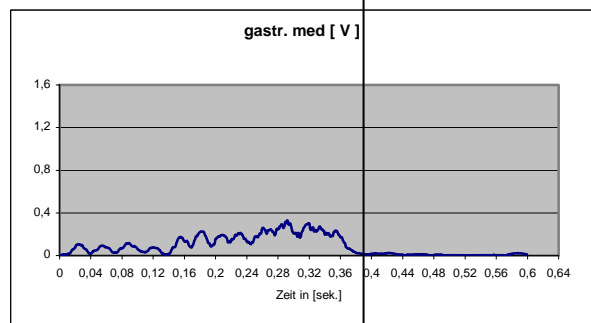
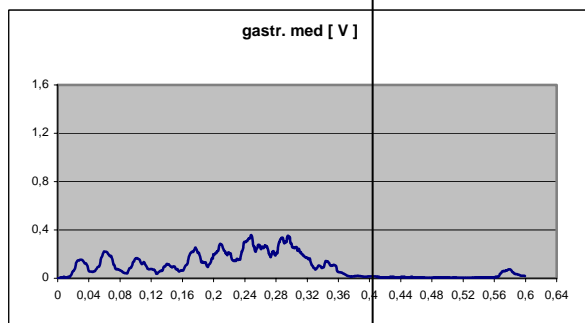
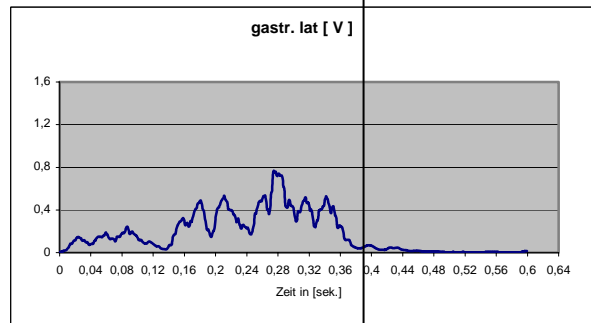
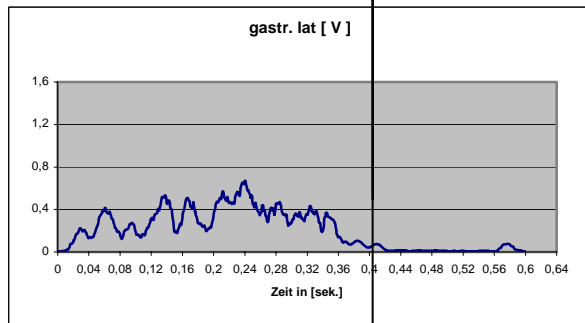
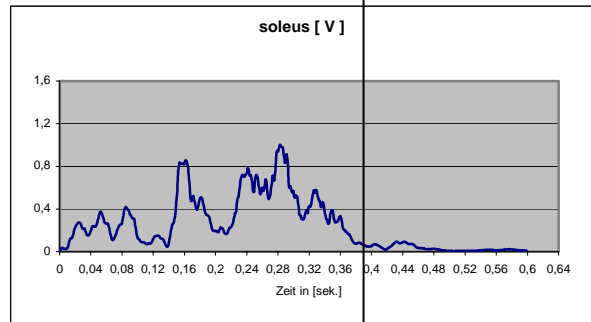
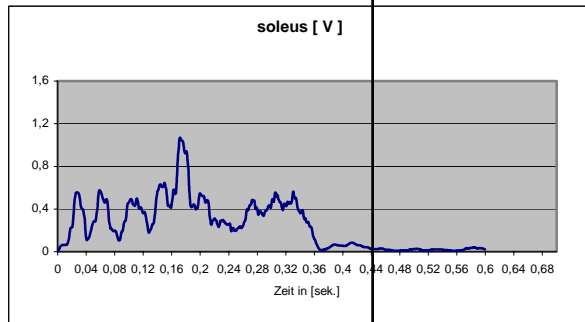


Abb. 95: Ausgewählte EMG während des 1. Drop Jump bei lokaler dynamischer Ermüdung M. triceps surae – Proband ausdauerakzentuiert (unermüdet (links) / ermüdet (rechts))

Absprung Squat Jump



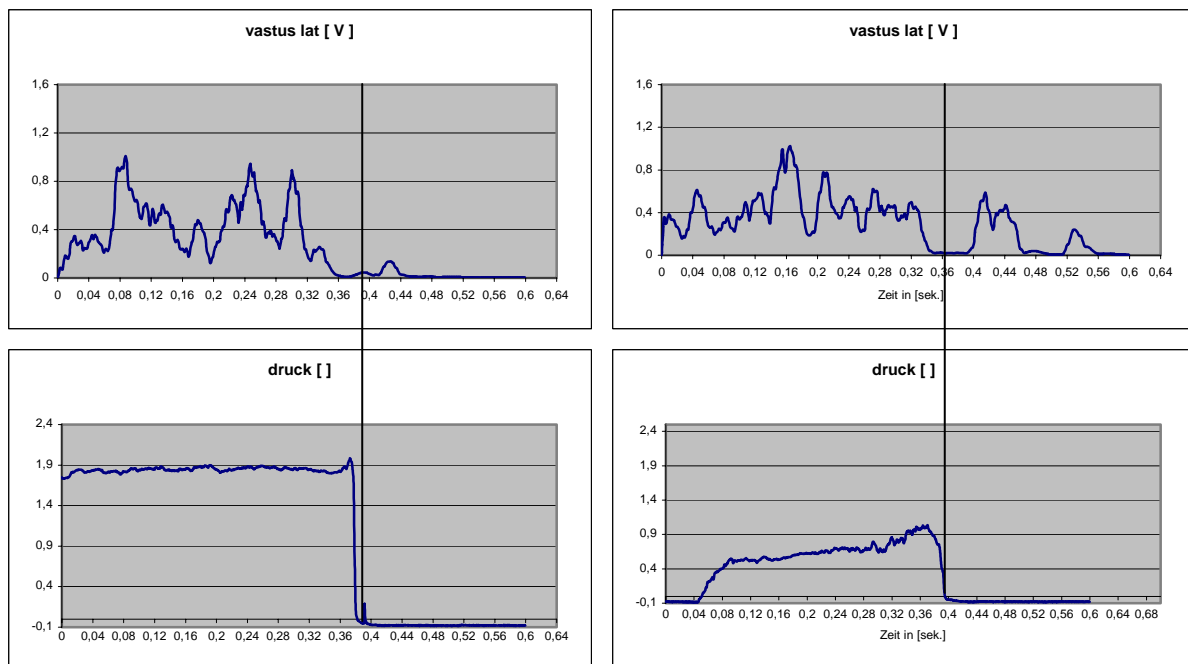
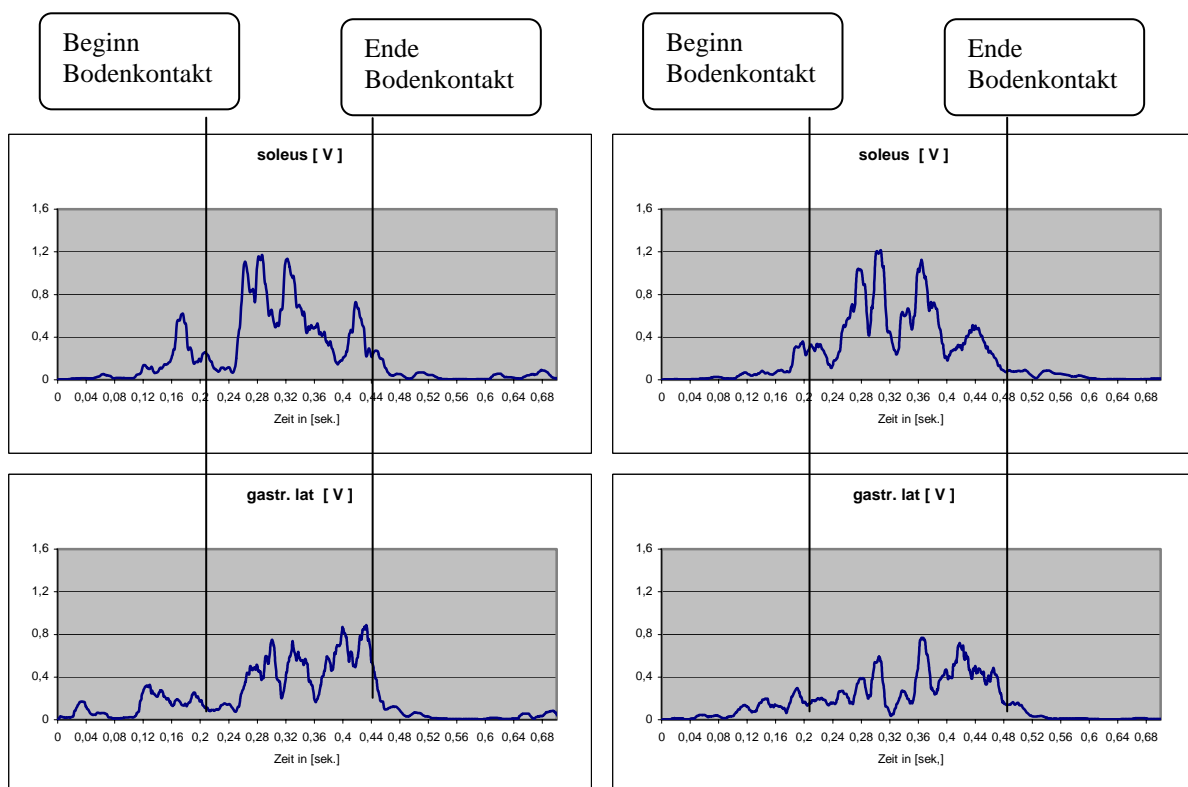


Abb. 96: Ausgewählte EMG während des Squat Jump bei lokaler dynamischer Ermüdung M. triceps surae – Proband kraftakzentuiert (unermüdet (links) / ermüdet (rechts))



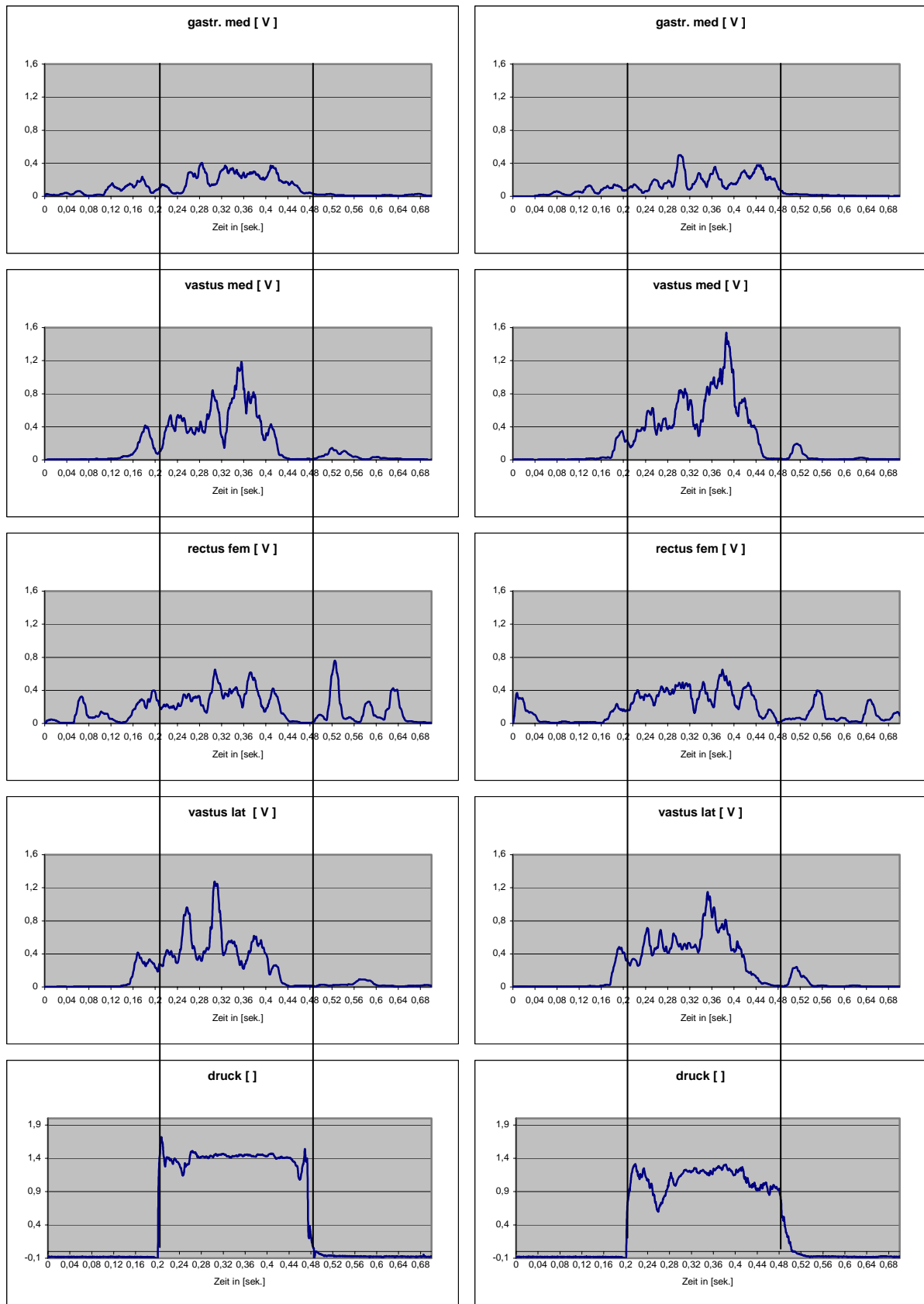
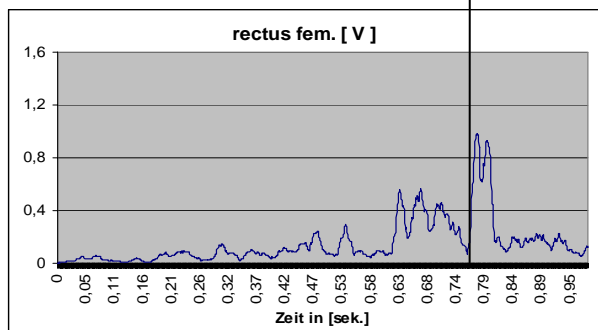
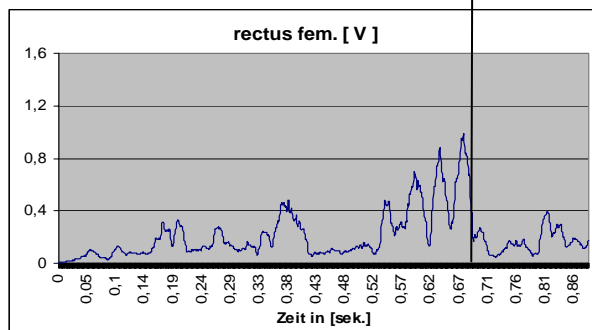
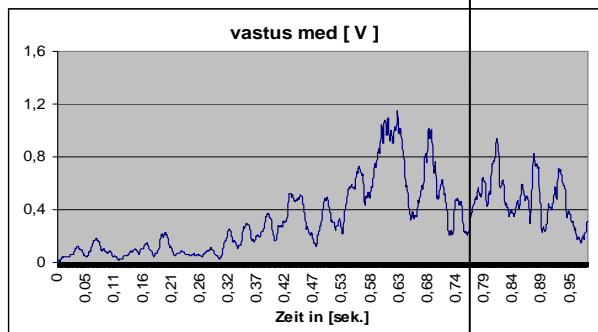
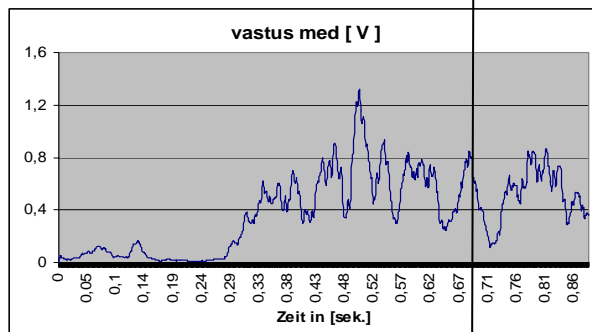
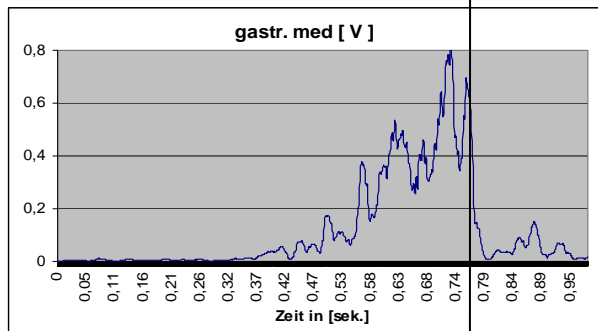
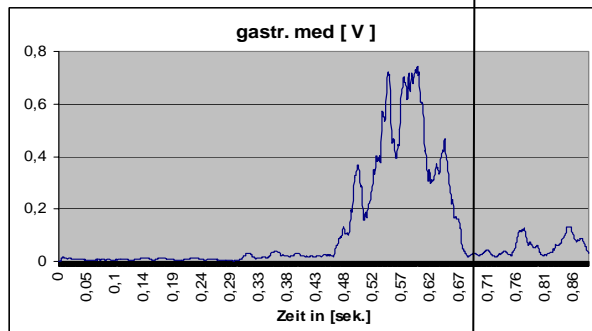
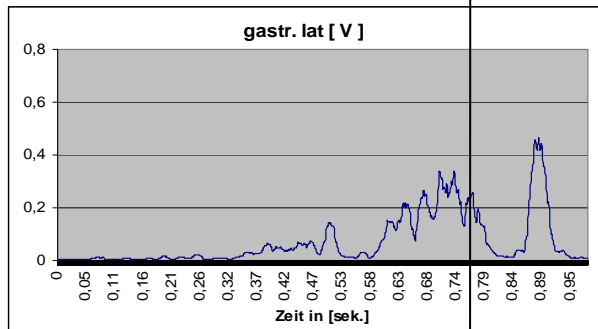
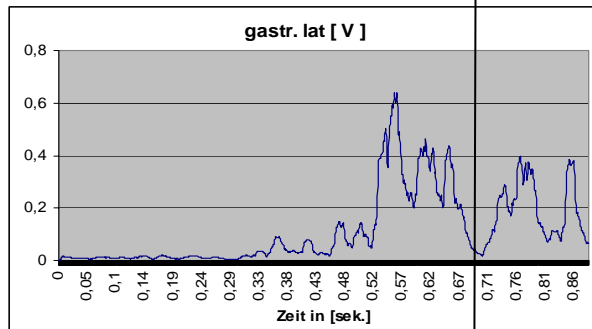
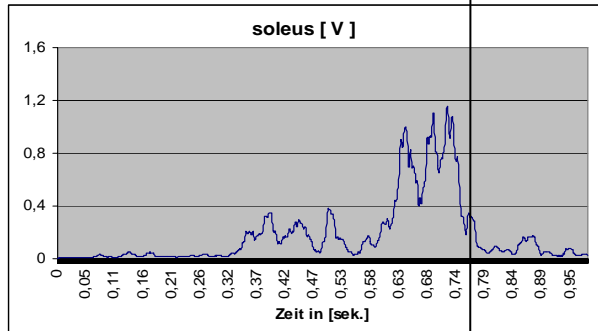
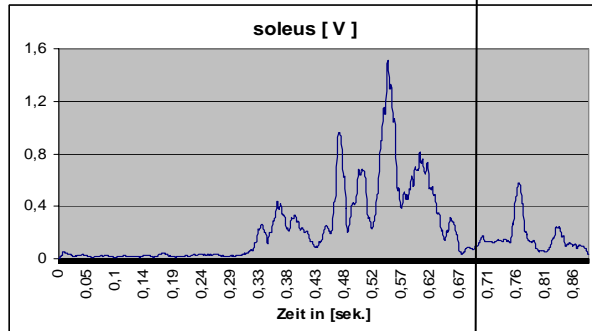


Abb. 97: Ausgewählte EMG während des 1. Drop Jump bei lokaler dynamischer Ermüdung M. triceps surae – Proband kraftakzentuiert (unermüdet (links) / ermüdet (rechts))

Absprung
Squat Jump

Absprung
Squat Jump



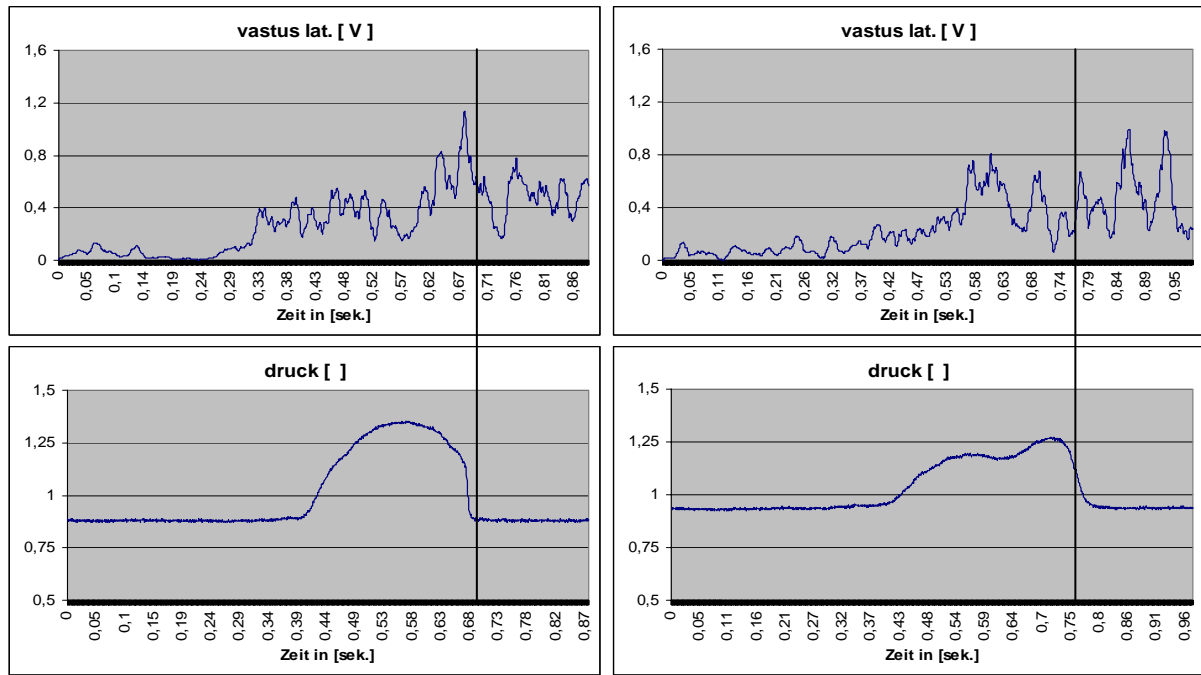
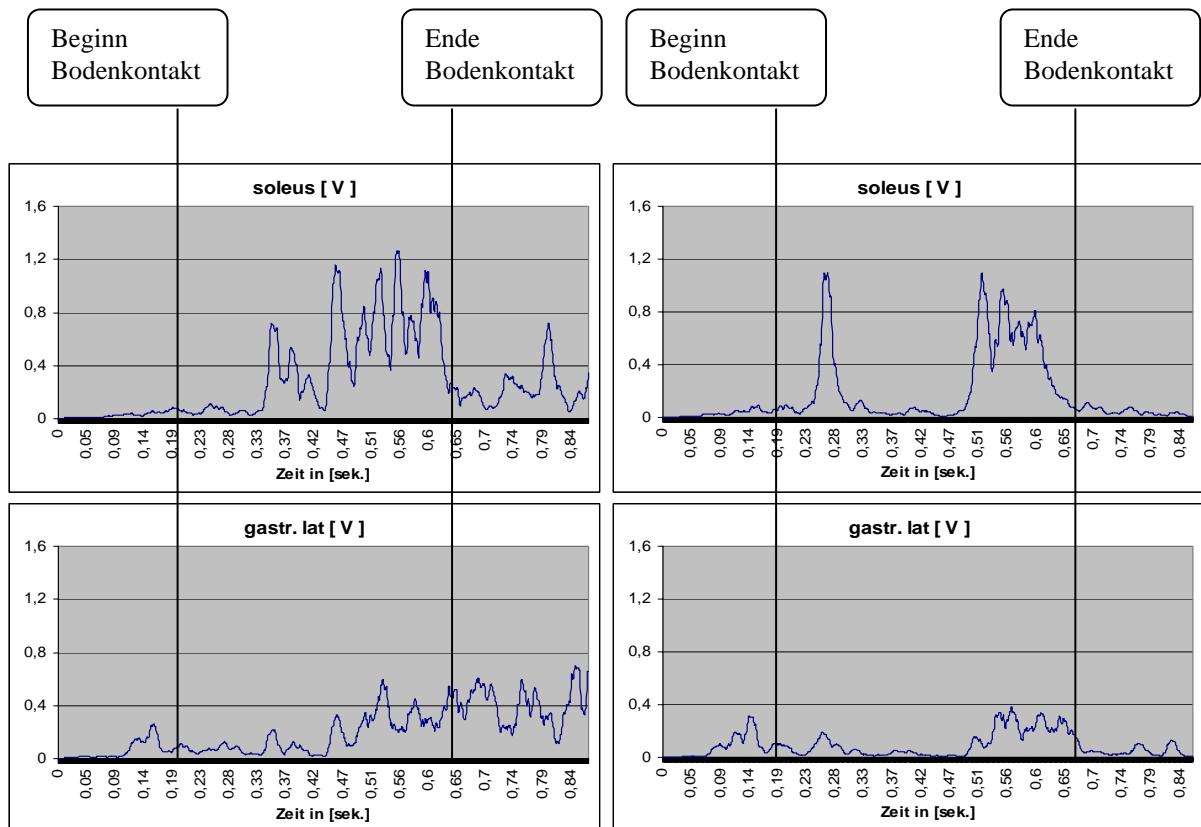


Abb. 98: Ausgewählte EMG während des Squat Jump bei lokaler dynamischer Ermüdung M. triceps surae – Proband spielakzentuiert (unermüdet (links) / ermüdet (rechts))



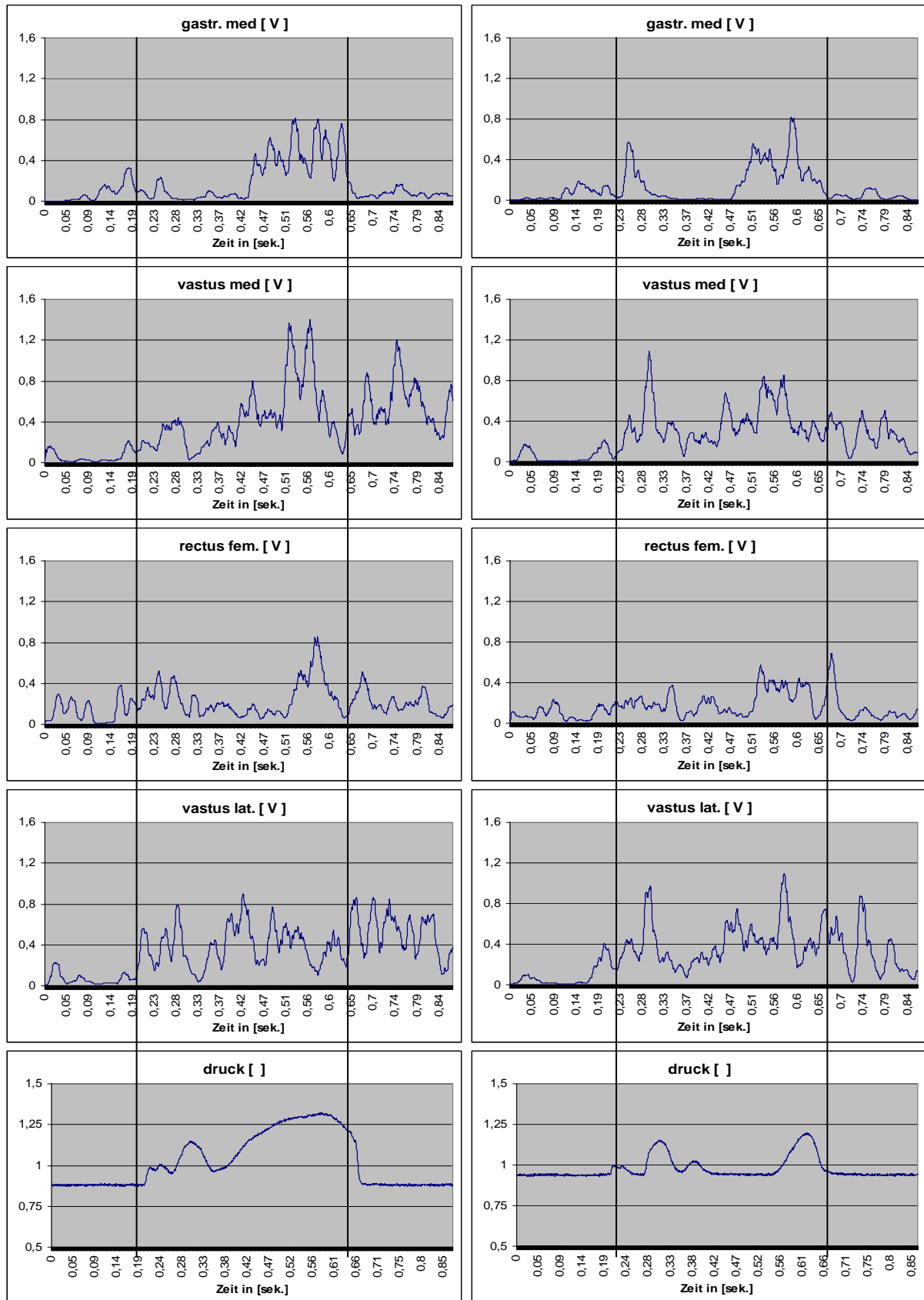


Abb. 99: Ausgewählte EMG während des 1. Drop Jump bei lokaler dynamischer Ermüdung M. triceps surae – Proband spielakzentuiert (unermüdet (links) / ermüdet (rechts))

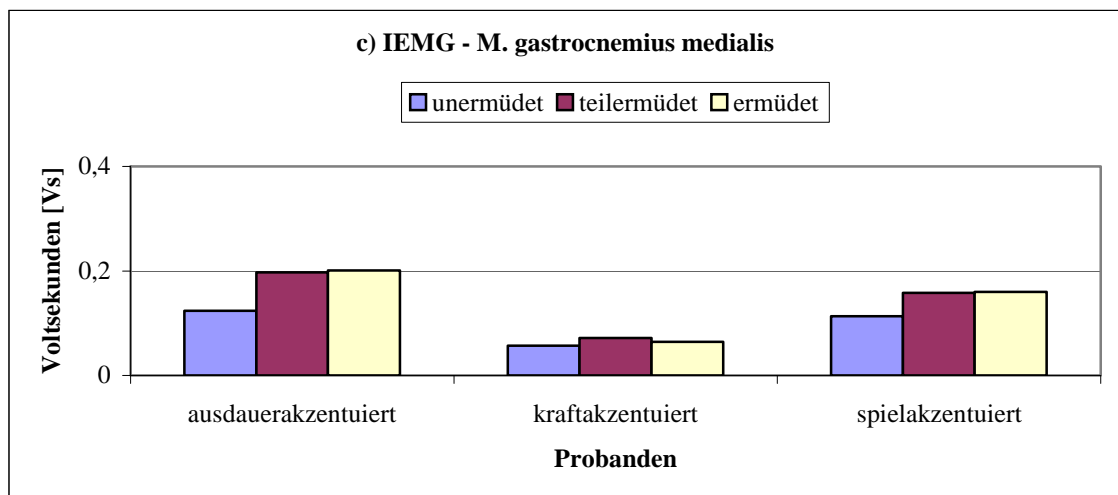
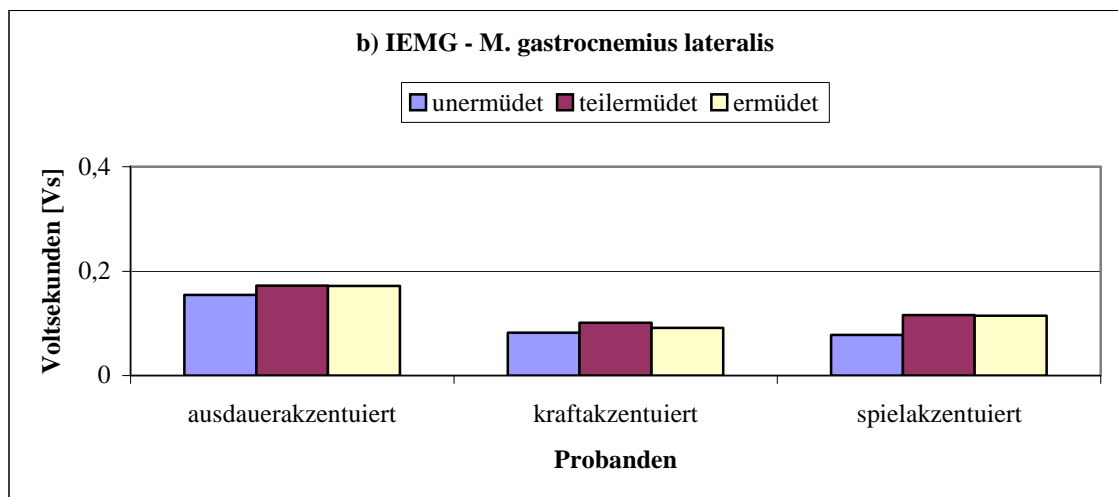
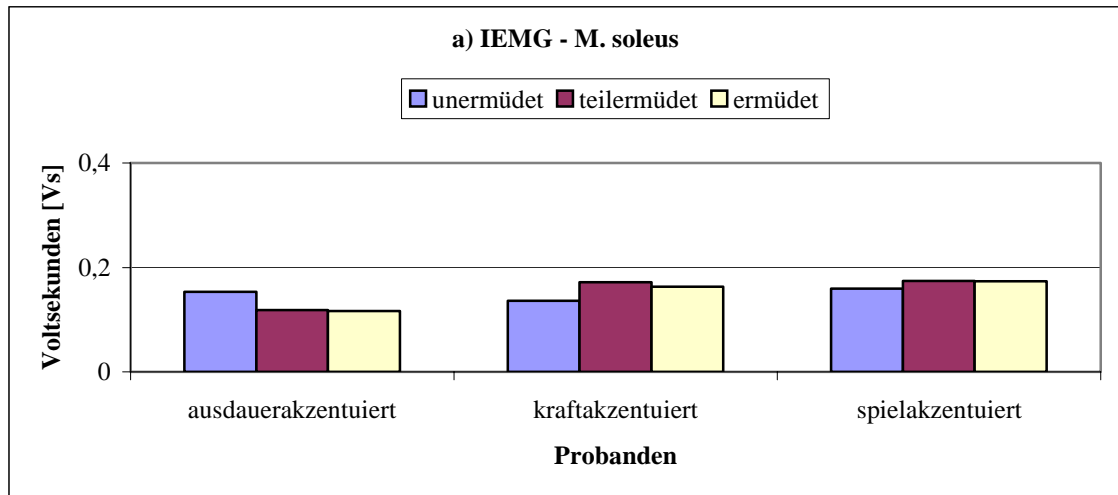


Abb. 100 a – c: Graphische Darstellung IEMG für ausgewählte Probanden mit trainingsspezifischer Akzentuierung für den M. triceps surae

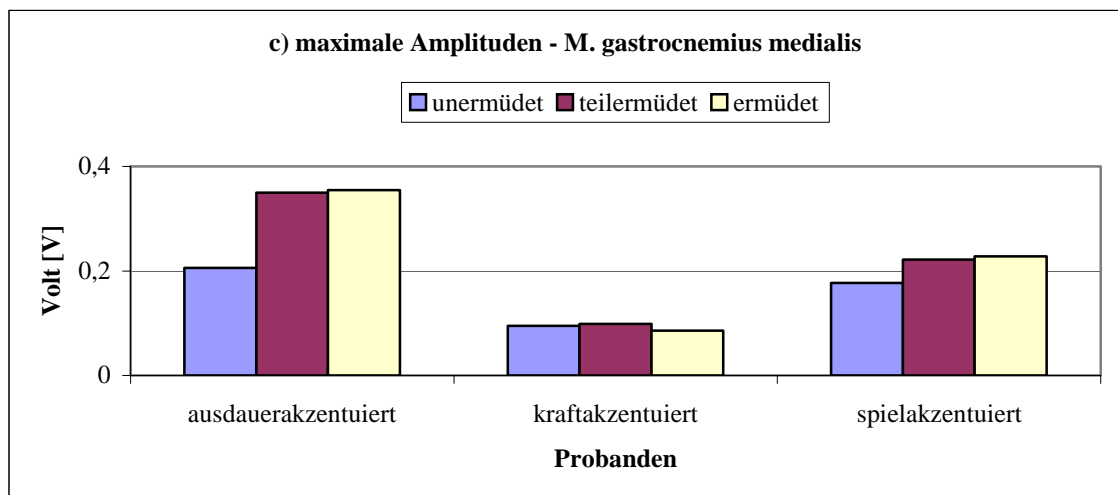
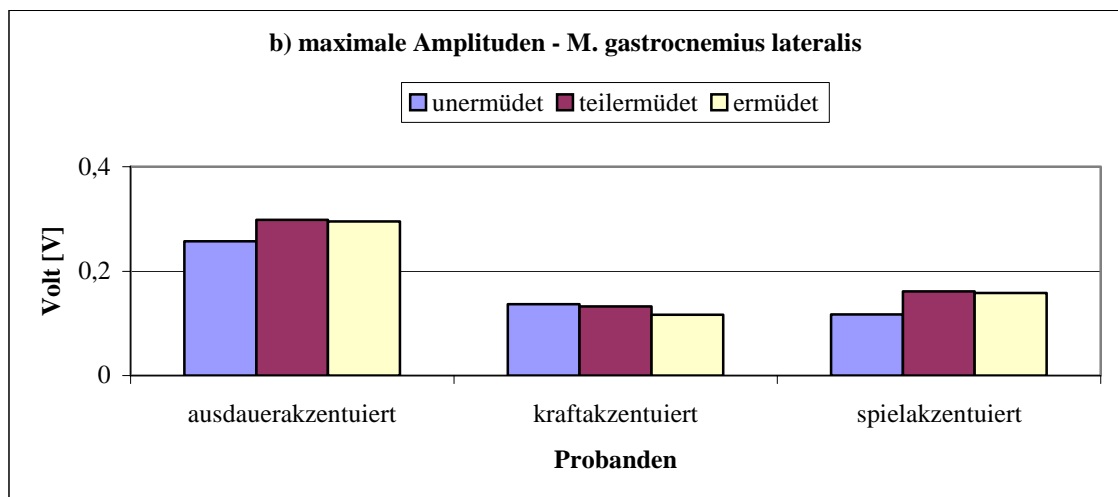
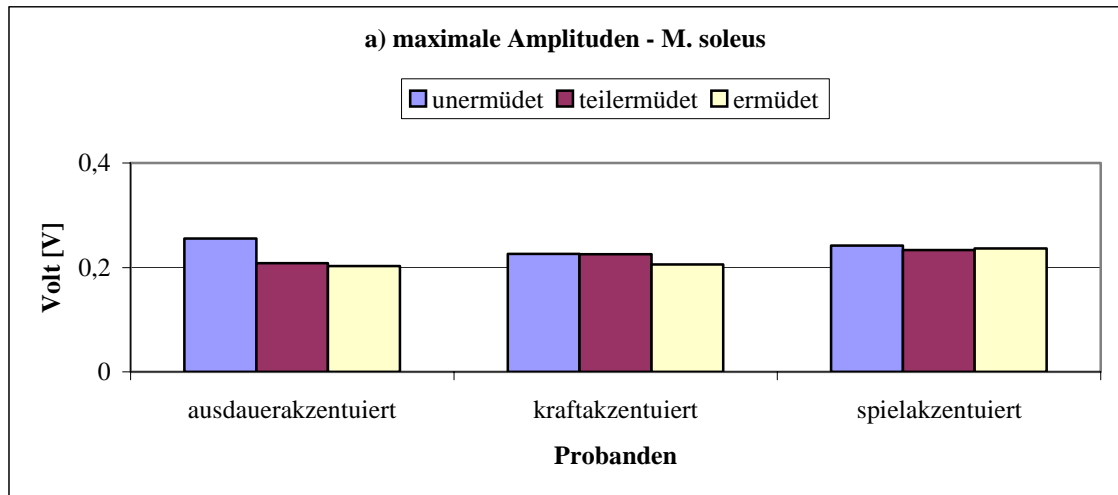


Abb. 101 a – c: Graphische Darstellung der maximalen Amplituden für ausgewählte Probanden mit trainingsspezifischer Akzentuierung für den M. triceps surae

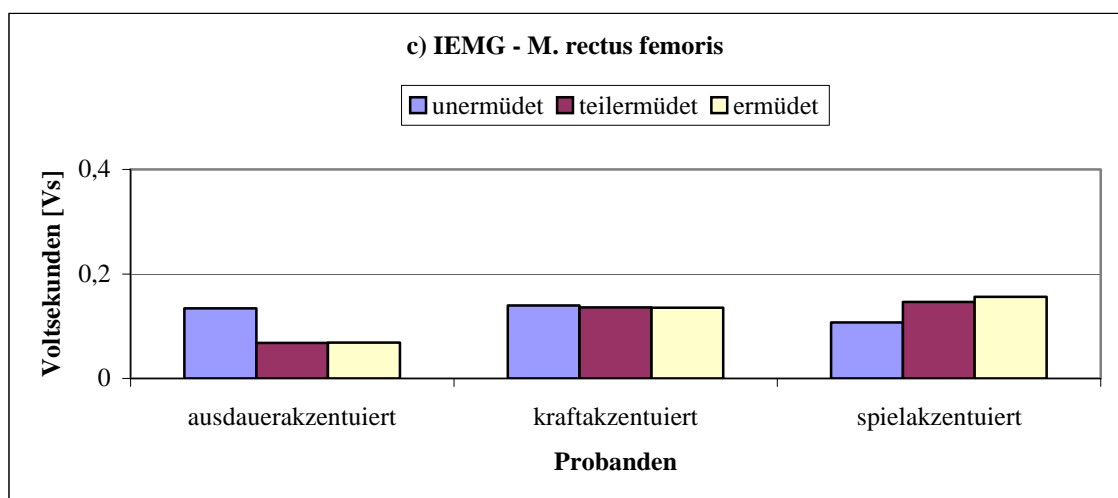
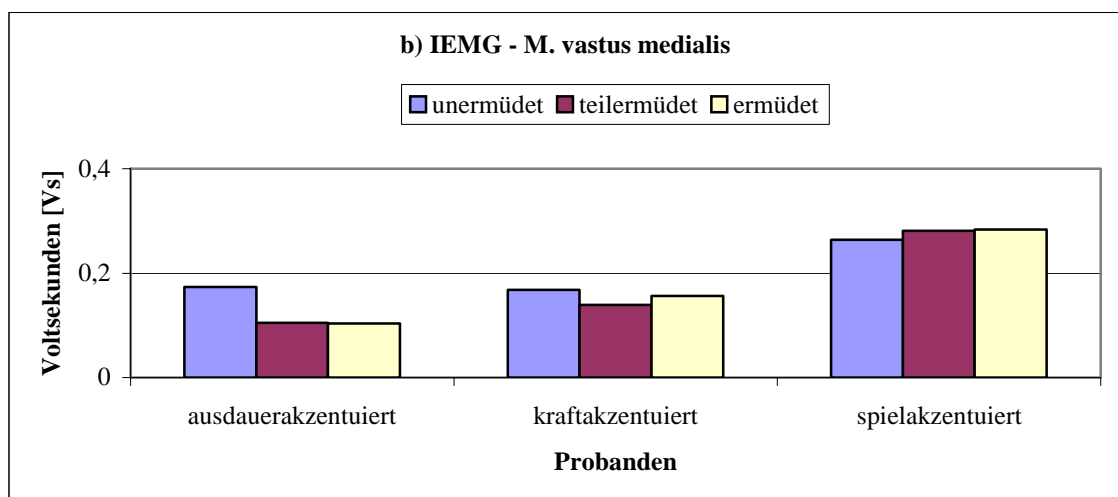
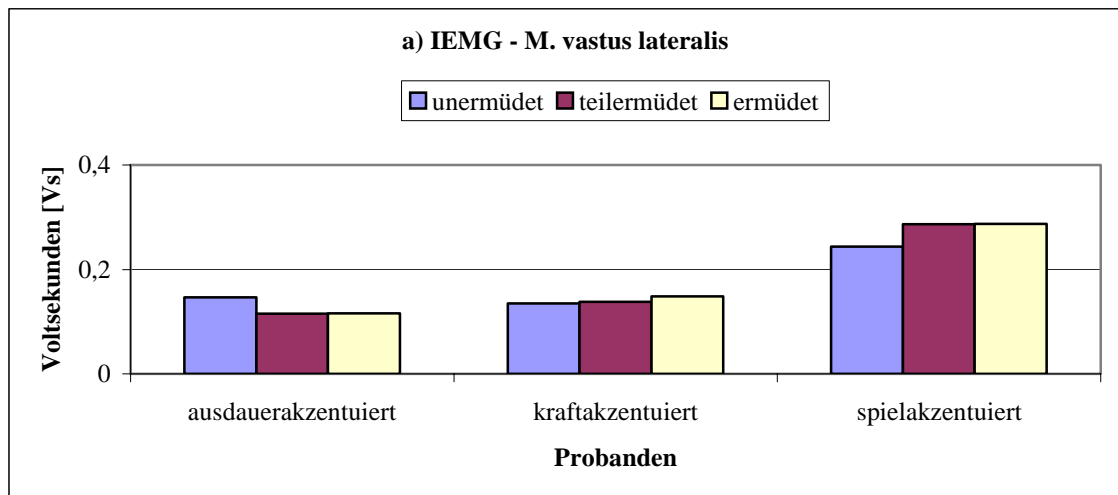


Abb. 102 a – c: Graphische Darstellung IEMG für ausgewählte Probanden mit trainingsspezifischer Akzentuierung für den M. quadriceps femoris

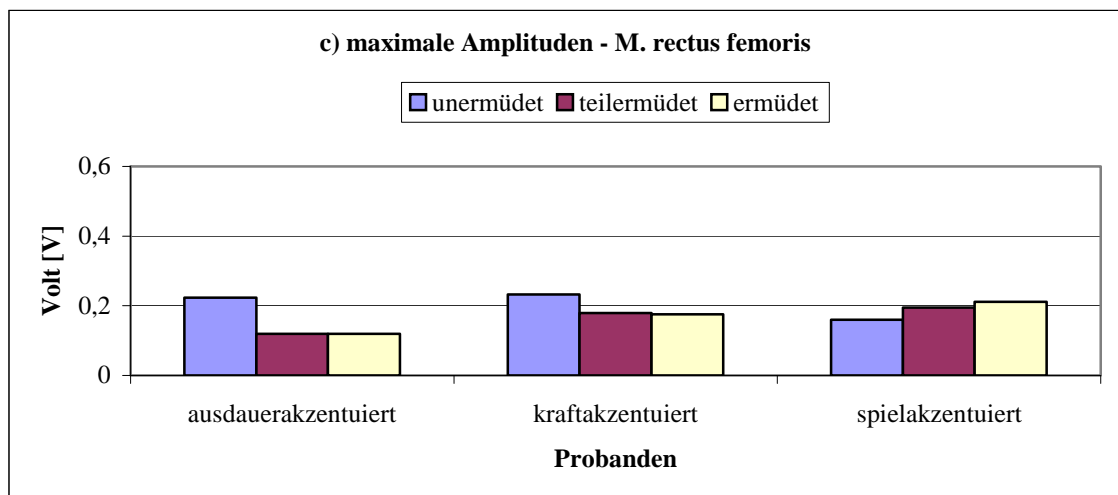
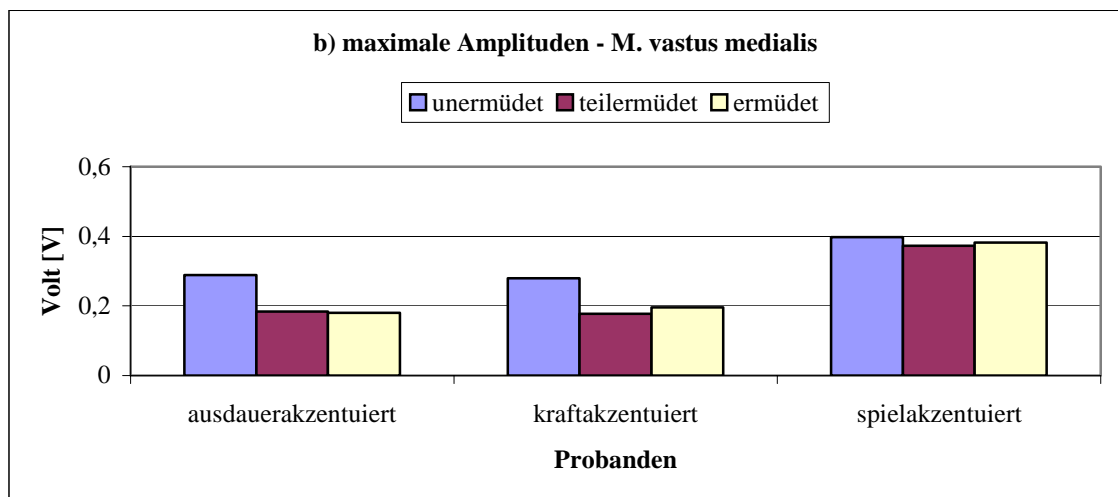
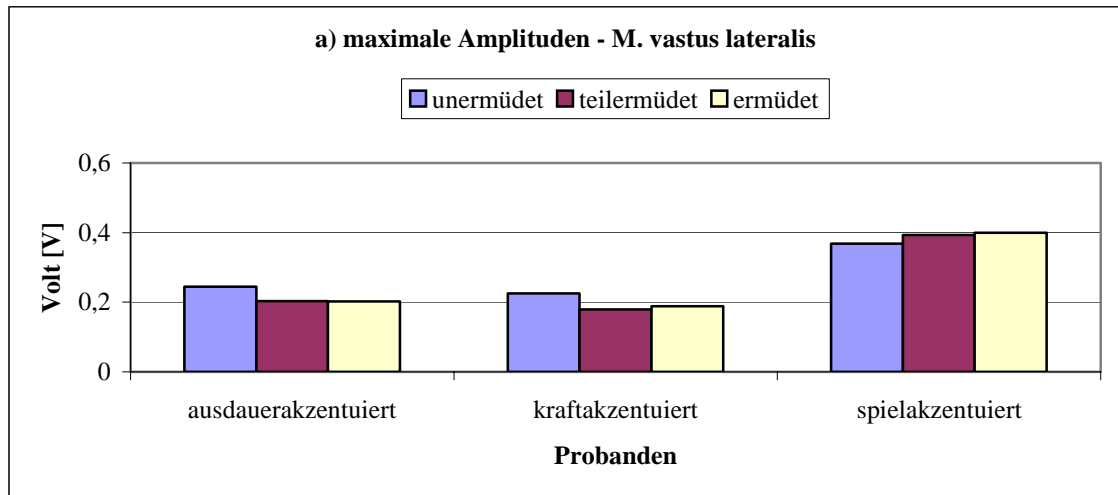


Abb. 103 a – c: Graphische Darstellung der maximalen Amplituden für ausgewählte Probanden mit trainingsspezifischer Akzentuierung für den M. quadriceps femoris

- **Parameter der Bewegung – Kinematik**

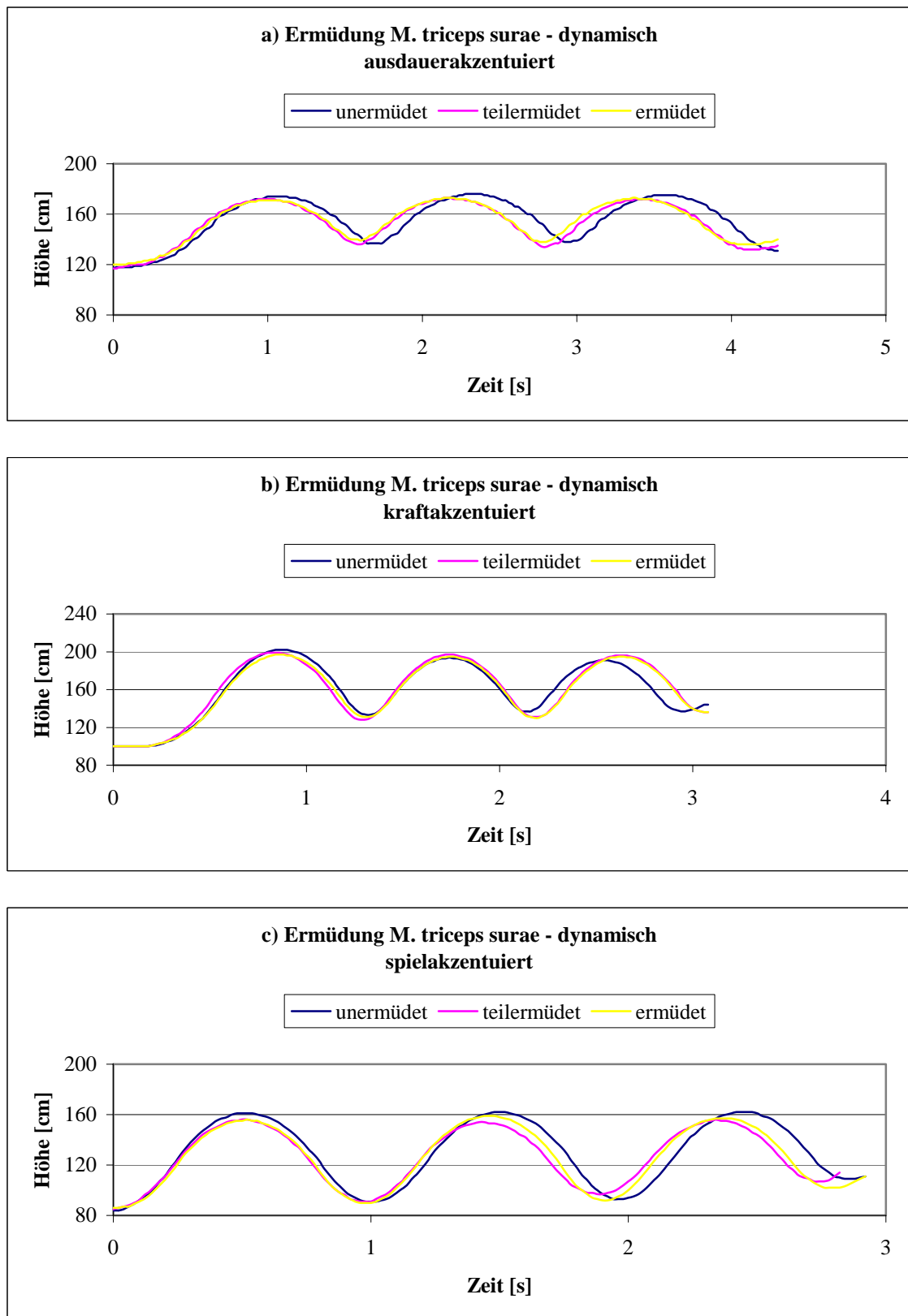


Abb. 104 a – c: Körperschwerpunktverläufe sportartspezifisch trainierter Probanden bei lokaler Ermüdung M. triceps surae – dynamisch

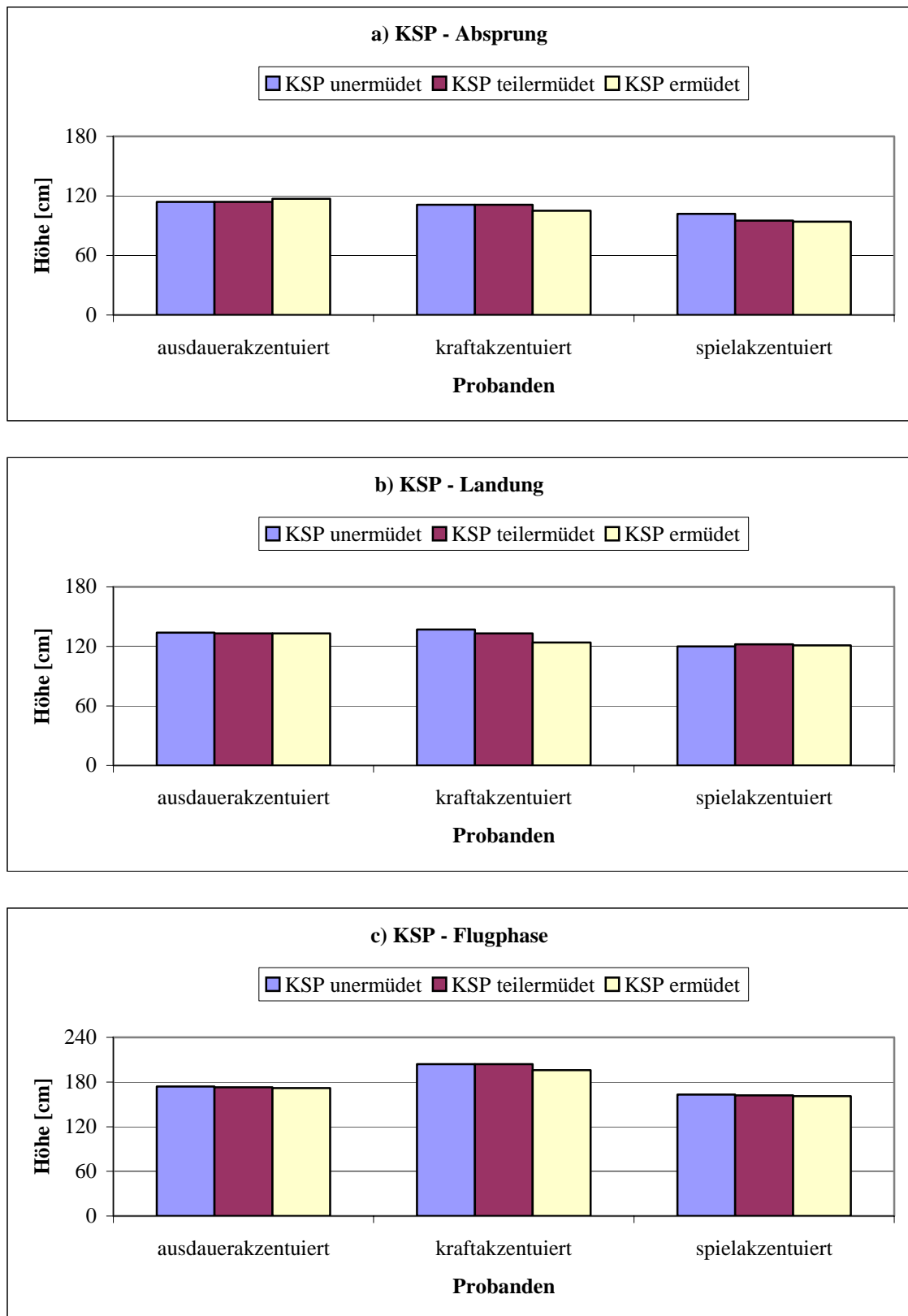


Abb. 105 a – c: Graphische Darstellung KSP für ausgewählte Probanden mit trainings-spezifischer Akzentuierung (a: Absprung – maximale Flexion im Kniegelenk; b: Landung – maximale Flexion im Kniegelenk; c: Flugphase – maximale Extension im Kniegelenk)

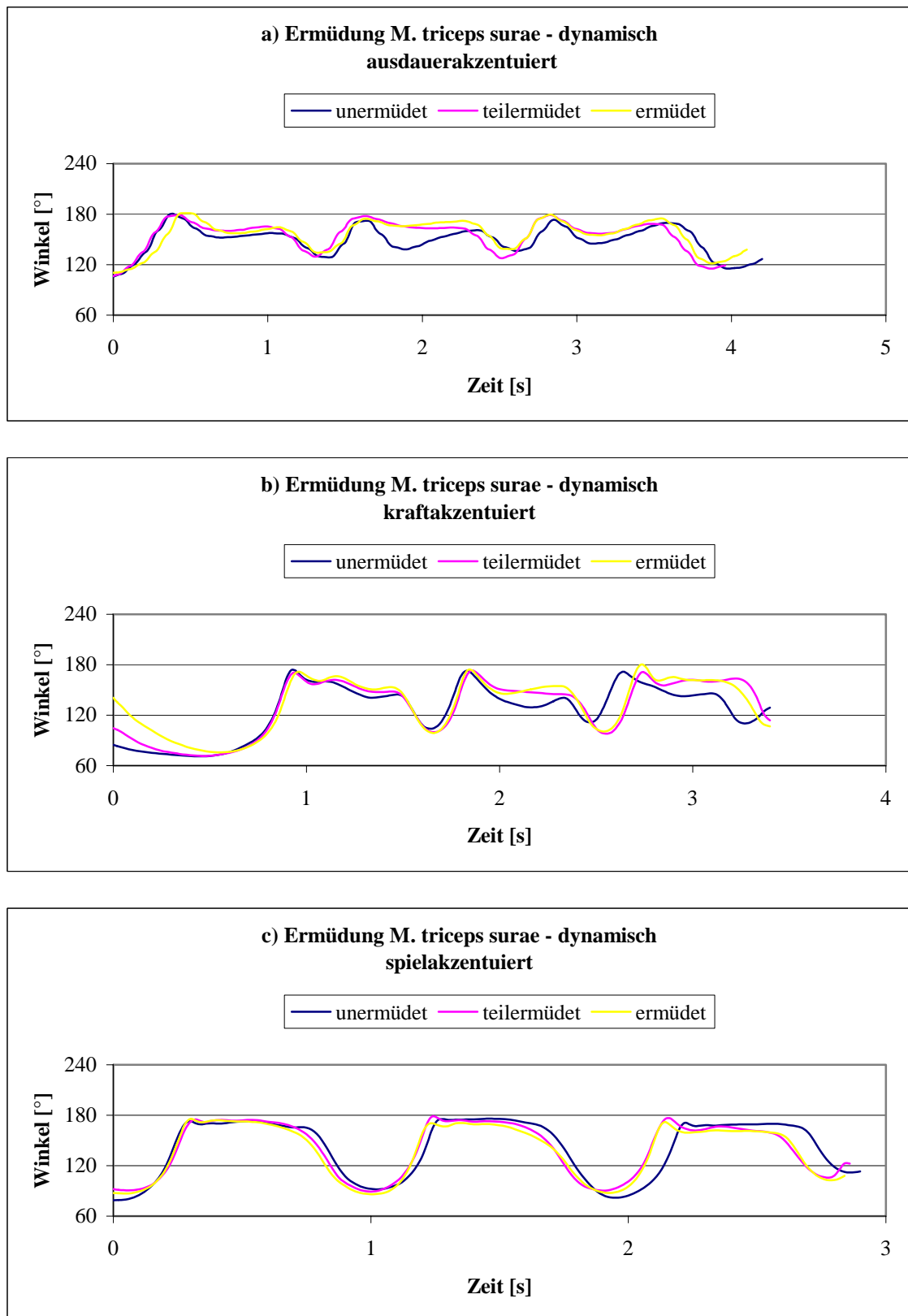


Abb. 106 a – c: Kniegelenkwinkelverläufe sportartspezifisch trainierter Probanden bei lokaler Ermüdung M. triceps surae – dynamisch

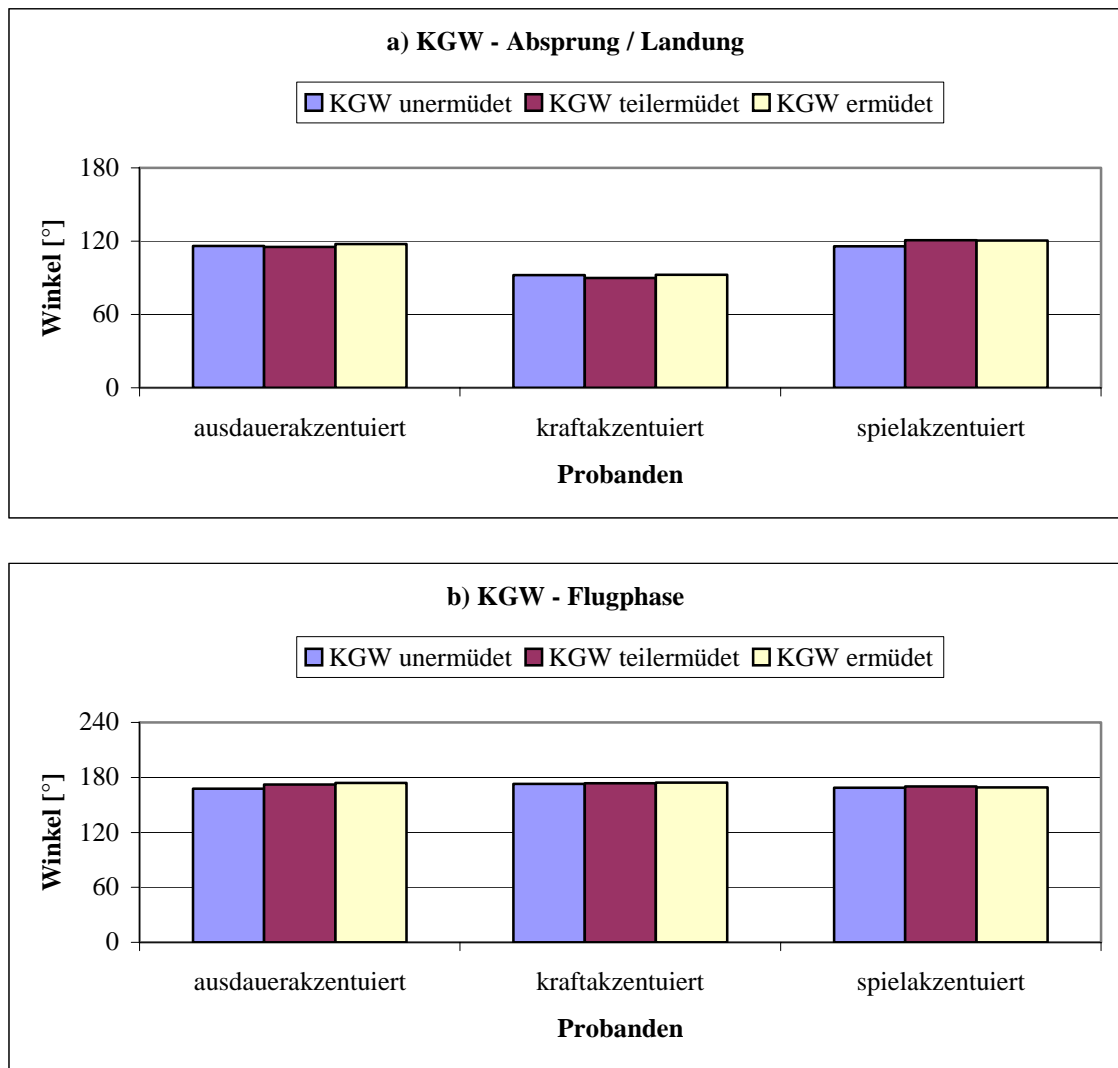


Abb. 107 a – b: Graphische Darstellung KGW für ausgewählte Probanden mit trainings-spezifischer Akzentuierung (a: Absprung / Landung – maximale Flexion im Kniegelenk; b: Flugphase – maximale Extension im Kniegelenk)

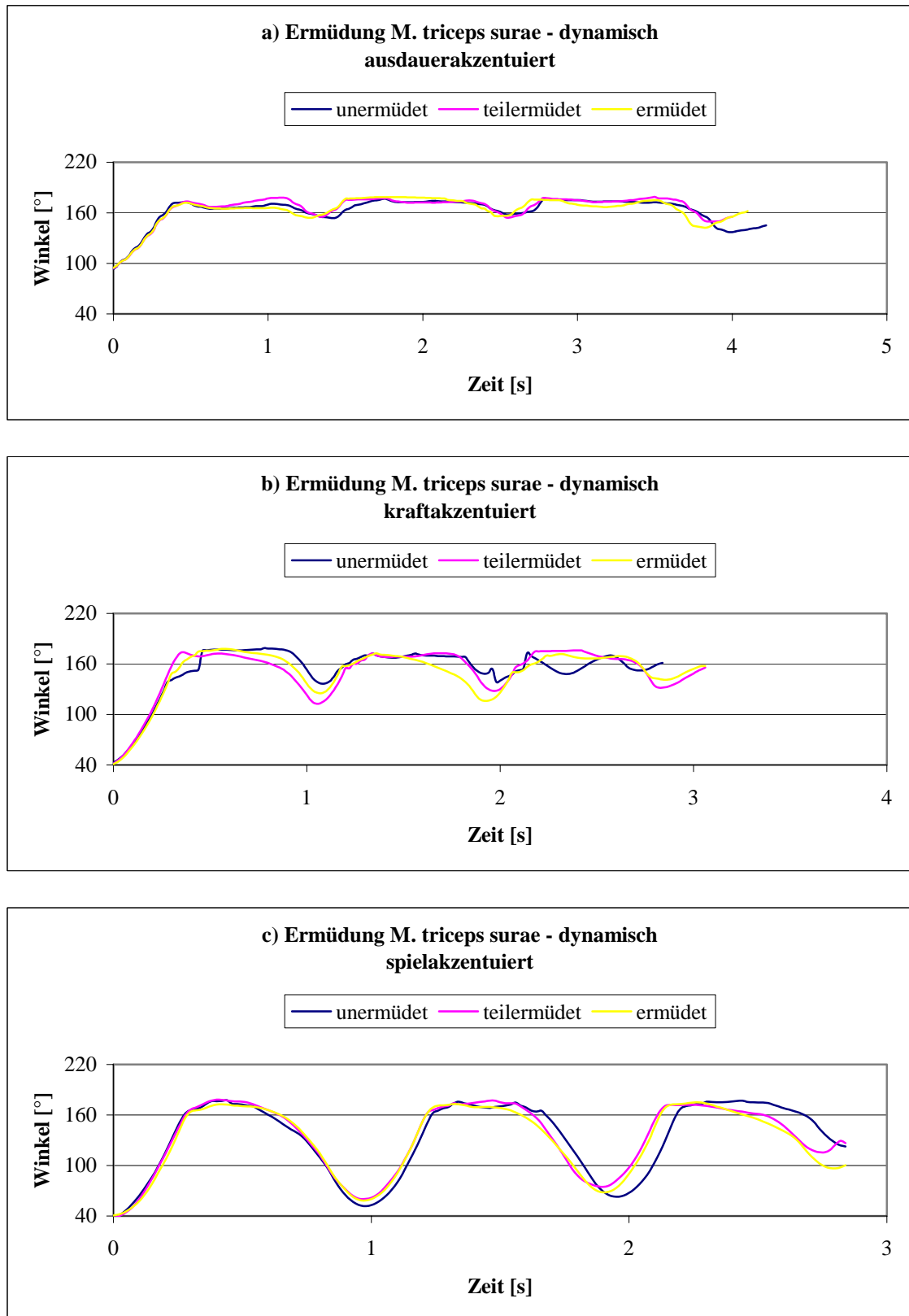


Abb. 108 a – c: Hüftgelenkwinkelverläufe sportartsspezifisch trainierter Probanden bei lokaler Ermüdung M. triceps surae – dynamisch

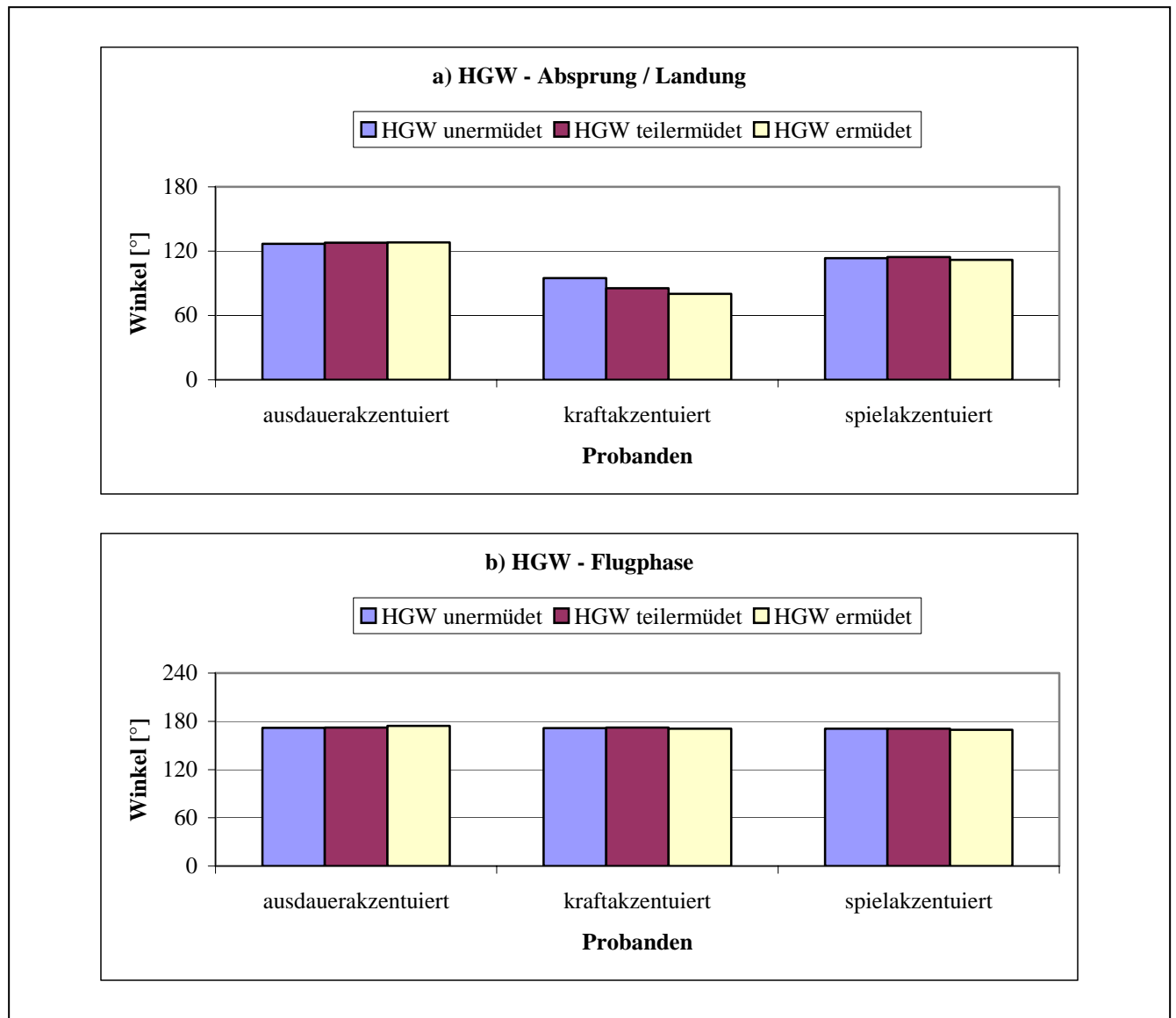


Abb. 109 a – b: Graphische Darstellung HGW für ausgewählte Probanden mit trainings-spezifischer Akzentuierung (a: Absprung / Landung – maximale Flexion im Hüftgelenk; b: Flugphase – maximale Extension im Hüftgelenk)

Aus der analytischen Betrachtung der dargestellten Diagramme und Graphiken sowie der Interpretation der Daten lassen sich für sportartspezifisch trainierte Probanden differente Phänomene bezüglich der erfassten Parameter verdeutlichen. Als Ursachen können angesehen werden:

- unterschiedliche individuelle Grundvoraussetzungen wie genetische Disposition (Konstitution, Muskelfaserspektrum, -verteilung);
- differente motorische Grundmuster;
- eine unterschiedliche Entwicklung des motorischen Fertigniveaus durch sportartspezifische Trainingsbelastungen.

Allgemein ist festzustellen, dass für spezifisch trainierte Sportler verschiedene Anpassungsregulatorien im Ermüdungsprozess existieren, die einen ermüdungsbedingten Leistungsverlust kompensieren. Auf muskulärer Ebene und für die Bewegungs – Kinematik lassen sich individuelle kompensatorische Verhaltensmuster feststellen, die in hohem Grad vom Ermüdungscharakter beeinflusst werden.

- a) Trainingsspezifisch akzentuierte Sportler reagieren auf eine definierte lokale Ermüdung mit individuellen Bewegungsmustern, Kompensationsstrategien und Systemreaktionen zum Erhalt der sportlichen Leistung.
- b) Dynamische Ermüdungsstrategien haben in ihrer Wirkung einen größeren Einfluss auf die Parameter der sportlichen Leistung als isometrische Ermüdungsstrategien.
- c) Eine ermüdungsbedingte temporäre Verlagerung der Innervation nach vorn ist in der beanspruchten Muskulatur nicht zu verzeichnen.
- d) Differente Ermüdungsstrategien lassen individuell kompensatorisch veränderte Muskelaktionspotentiale erkennen (Veränderung der inter- und intramuskulären Koordination).
- e) Eine tendenzielle Abnahme der Muskelaktivität nach den Sprungserien kann nicht bestätigt werden. Festzustellen ist ein differenzielles Aktivitätsverhalten der lokal ermüdeten Muskelgruppen.
- f) Mit fortschreitender Ermüdung reagiert die an der Bewegung beteiligte synergistische Muskulatur mit einer Aktivitätserhöhung.
- g) Für sportartspezifisch trainierte Athleten sind bei der Beurteilung kinematischer Parameter Unterschiede in der Bewegungsstruktur zu verzeichnen:

- *ausdauerakzentuiert*: zunehmende Hüft- und Kniegelenkversteifung;
- *kraftakzentuiert*: partiell Kniegelenkversteifung und Stützzeitverlängerung;
- *spielakzentuiert*: Stützzeitverlängerung und Verlängerung des Beschleunigungsweges.

7.6 Methodenkritik

Die Umsetzung und Durchführung der im Kap. 5 beschriebenen Untersuchung war durch einen hohen organisatorischen und zeitlichen Aufwand gekennzeichnet. Notwendig waren u.a. Pilotstudien zur Vorbereitung bzw. Vorarbeiten, um entsprechende Parameter zu selektieren sowie die Validierung der Kontrollübung zu gewährleisten. Weiterhin mussten eine Reihe grundlegender Fragen der lokalen Muskelermüdung bei kurzzeitiger Muskularbeit im Sinne von Laborexperimenten geklärt werden (vgl. HOHMANN / WICHMANN / CARL, 1999). Die Realisierung der Untersuchung erfolgte in Anlehnung an die „klassische Testtheorie“ (BALLREICH, 1970; THIEß / BLUME, 1985; CLAUB / EBNER, 1988; BÖS, 1987).

Die für die Untersuchung ausgewählten Probanden sind als relativ homogen zu betrachten. Um eine Teilnahme zu gewährleisten, mussten u.a. folgende Bedingungen erfüllt werden: männlich, Erwachsene > 18 Jahre, BMI zwischen 19 – 25 kg/m² (Normalgewicht), keine orthopädischen Erkrankungen, kein Training in Sprungkraftdisziplinen. Eine gezieltere Vorauswahl der Probanden zur besseren Vergleichbarkeit ist für zukünftige Studien unbedingt zu realisieren. Mit Hilfe umfangreicherer und spezieller Vortests sollen entsprechende Parameter schon im Vorfeld abgeglichen werden. Die Auswahl der Probanden und Einteilung in differente aber in sich homogene Subgruppen sollte / kann unter Berücksichtigung nachfolgender Kriterien wie Sportart / Trainingsinhalt, Leistungsniveau / Trainingszustand, genetischen Dispositionen (Muskelfaserzusammensetzung und -verteilung, Zwillinge) sowie Stützzeiten (Lang- und Kurzzeitstützer) erfolgen.

Die Datenerhebung erstreckte sich über einen relativ langen Zeitraum, da zum einen eine ausreichende Regenerationszeit von mindestens einer Woche eingehalten werden sollte und zum anderen die Verfügbarkeit der Probanden nicht immer gewährleistet war (semesterfreie Zeit, Erkrankung, Verletzung, Veranstaltungen des Studiums). Der Versuchsaufbau für die Untersuchungen wurde weitgehend standardisiert, so dass für alle Probanden die gleichen Bedingungen vorlagen. Tageszeitliche Schwankungen der Termine konnten nicht generell ausgeschlossen werden.

Um die notwendige hohe Konzentration bei der Probandenvorbereitung und bei der Durchführung der Testserie aufrecht zu erhalten, wurden pro Messtag 2 (maximal 3)

Probanden in den im Kap. 5.4 beschriebenen Untersuchungsablauf einbezogen. Weiterhin erfolgte die Muskellokalisation und Elektrodensetzung stets durch das gleiche Untersuchungsteam. Mögliche Abweichungen bei der Platzierung der Elektroden wurden minimiert. Messmethodische Fehler konnten so und durch den Einsatz nachweislich bewährter Messtechnik weitestgehend reduziert werden. Trotz weitestgehender Standardisierung konnte aber nicht ausgeschlossen werden, dass es bzgl. der Lokalisation der Elektroden zu geringfügigen Unterschieden sowohl zwischen den Probanden als auch zwischen den einzelnen Ermüdungsstudien bei ein und derselben Person kommen konnte. Die Zusammenarbeit mit Spezialisten entsprechender Fachgebiete (z.B. Pathologen) wäre zu überdenken, um mögliche Fehlerquellen zu mindern.

Bei der praktischen Durchführung ließen sich weitere Problemfelder verdeutlichen. Trotz Vorgabe und ständiger Überprüfung des Technikleitbildes waren bei der Ausführung der Ermüdungs- und Kontrollübung Abfälschungen bzw. Abwandlungen im Bewegungsvollzug möglich, die teilweise bewusst und unbewusst eingesetzt wurden. Je nach Ermüdungsgrad, sporttechnischer Ausbildung, Konzentrationsfähigkeit sowie Belastungsverträglichkeit des Probanden waren verschiedene Strategien zu beobachten, die sportliche Leistung so lange wie möglich aufrecht zu erhalten. Neben Muskelschmerz und dem subjektivem Empfinden stellten die Abfälschungen ein weiteres Abbruchkriterium dar, wenn sie dauerhaft und sichtbar während der Ermüdungsübung auftraten. Es empfiehlt sich, diese Abfälschungsmöglichkeiten von Beginn an zu minimieren (Markierung der Fußstellung für Ermüdungsübung und Sprung- / Kontrollübung; Markierung der Ausgangsposition / Ausgangsstellung für Sprung- / Kontrollübung).

Des weiteren war aufgrund der Belastung und der willentlichen individuellen Anstrengungsbereitschaft eine vermehrte Schweißbildung möglich, die die Haltbarkeit der Elektroden verminderte. Trat dieses Problem auf, wurden die Elektroden neu geklebt oder ausgetauscht. Folge war eine zeitliche Verzögerung, die das Belastungsregime veränderte.

Darüber hinaus sind die Einstellung und Motivation der Probanden zur Bewältigung der geforderten Bewegungsaufgabe zu diskutieren. In Abhängigkeit von Art der Bewegungsaufgabe, Leistungszustand, technischem Fertigniveau, Vorbelastung etc. sind zur Ermüdungsbewältigung vielfältige Strategien denkbar. Diese können bewusst wie unbewusst eingesetzt werden.

Um die Güte der Anpassung zu prüfen (Normalverteilung), wurde das KOLMOGOROV – SMIRNOV – Z berechnet, welches für Stichproben ≤ 30 Gültigkeit besitzt. Die statistische Bearbeitung und Auswertung der Messergebnisse zum Nachweis signifikanter Mittelwertunterschiede erfolgte mittels parametrischem Prüfverfahren (T –Test bei gepaarten Stichproben). Ausgewählt wurden diese Prüfverfahren, da es keine einheitliche Festlegung der Grenze zwischen kleinen und großen Stichproben gibt und so als Entscheidungskriterium entfällt. Die Größe der Stichprobe ist für diesen Test nicht bedeutend, solange der Nachweis geführt wird, dass die Stichprobe aus einer Normalverteilung stammt (ANDERS, 2002).

7.7 Trainingspraktische Folgerungen und weiterführende Überlegungen

Auf der Grundlage der dargestellten Ergebnisse lassen sich eine Reihe von Folgerungen und Verhaltensweisen zur Gestaltung zukünftiger Trainingsprozesse ableiten. Der Ansatz einer gezielten lokalen Vorermdung eines muskulären Systems dient als weiterer Zugang zur Erhöhung der sportlichen Leistungsfähigkeit im Rahmen des Kraft – Technik – Trainings. Ermüdung tritt als Konsequenz differenzierter Belastungsstrategien ein. Infolge des gezielten Einsatzes von Körperübungen, Trainingsmethoden und -mitteln kann Ermüdung nicht nur als komplexe Reaktion des Organismus auf die Belastung beschränkt werden. Die gezielte Ermüdung löst Adaptationerscheinungen im muskulären System sowie auch bei der Ansteuerung und Regelung des neuromuskulären Bewegungssystems aus. Die Untersuchung zeigt, dass sich die Art der Belastungsstrategie zur Regulierung der Ermüdung als relativ unabhängig erweist. Für die praktische Trainingarbeit ist dies ein großer Vorteil. Aus belastungsmethodischer Sicht bietet die Art und Weise der muskulären Ermüdung eine Vielzahl von Möglichkeiten. Neben differenzierten Belastungsstrategien und –intensitäten sind Tempo der Ausführung (z.B. explosiv zur Schnellkraftentwicklung) sowie Umfang, Pausen, Art der Bewegungsausführung (geführt / frei), Arbeitsweise der Muskulatur Komponenten, die variiert und in den Trainingsprozess einbezogen werden sollten. Die Anwendung des speziellen Krafttrainings unter zu Hilfenahme geeigneter Trainaiger und unter Wettkampfbedingungen sowie die Ausschöpfung der organisationsmethodischen und trainingsmethodischen Vielfalt ist ein weiterer Aspekt im Sinne des Kraft – Technik – Trainings.

Für weiterführende Untersuchungen ergeben sich nachgeordnete Fragestellungen:

Die Auswertung der Daten beschränkte sich auf die Darstellung ausgewählter Ermüdungsstadien (unermüdet / teiler müdet / ermüdet). Welche Aussagen und Tendenzen lassen sich bei der Analyse hinsichtlich des gesamten Ermüdungsprozesses treffen? Gibt es strukturelle Veränderungen bezüglich des Verlaufes der Ermüdungsaufstockung? Ist eine generelle Tendenz für das Auftreten (Art und Zeit) von Kompensationsmechanismen erkennbar? Lassen sich individuelle Unterschiede und Besonderheiten feststellen und systematisch einordnen?

Die Analyse der kinematischen Daten weist eine Reihe von Phänomenen auf. Werden Veränderungen der Bewegungstechnik bewusst oder unbewusst eingesetzt? Welchen Einfluss hat das Sprunggelenk auf die Gelenksteifigkeit? Reagieren spezifisch trainierte Sportler mit individuellen Mechanismen (veränderte Beschleunigungswege, Steifigkeit) zur Aufrechterhaltung der sportlichen Leistungsfähigkeit?

Weiterhin ist zu klären: welche Auswirkungen haben zentrale und periphere Strukturen des Nervensystems? Wenn Wechselwirkungen existieren, welche Rolle und Funktion übernehmen diese und wie sind sie wirksam?

Mechanismen der autonomen Muskelregulation sind für weitere Fragestellungen bedeutsam. Wie lassen sich synergistisch und antagonistisch wirkende Muskeln in den Ermüdungsprozess einordnen? Welchen Einfluss hat die Seitigkeit auf den Verlauf der Ermüdung?

8 ZUSAMMENFASSUNG

Die Erhöhung der Leistungsfähigkeit des menschlichen Organismus und die damit verbundene Steigerung der sportlichen Leistung sind im Verständnis der Trainingswissenschaft Hauptziele bestehender und zukünftiger Trainingsprozesse. Leistungsfortschritte sollen u.a. durch eine engere Verknüpfung von Kraft – Technik – Aspekten mit einer effizienten Belastungsgestaltung (höhere Spezifik der Reizsetzung) erreicht werden.

Temporäre Funktionsdefizite im beanspruchten muskulären System werden durch wiederholte Reizsetzungen hervorgerufen. Dieser Prozess der Ermüdung soll progressiv zur Leistungssteigerung des agierenden muskulären Systems gegenüber dem unermüdeten Zustand führen. Ausgehend vom zentralen Forschungsansatz einer „lokalen Muskel-Vor-Ermüdung zur Erhöhung der Leistungsfähigkeit muskulärer Antriebe“ sollen in der vorliegenden Arbeit Kompensationsmechanismen erkannt, genutzt und für den praktischen Trainingsvollzug gezielt und systematisch eingesetzt werden. Für die Entwicklung und Anwendung sportartspezifischer Trainingsprogramme sind grundlegende Überlegungen und praxisorientierte Studien zu muskulären Ermüdungsprozessen notwendig.

Der dargelegte Forschungsansatz kann daher in den Bereich der Muskelermüdungsforschung eingeordnet werden und zielt auf eine Erweiterung der Methodik für das Kraft – Technik – Training ab. Die Auseinandersetzung mit neuromuskulären Ermüdungsvorgängen bei sportlichen Belastungen stellt für die Trainingswissenschaft ein neues und interessantes Forschungsgebiet dar. Grundsätzliche Fragen der lokalen Muskelermüdung sowie Fragestellungen zu inter- und intramuskulären Koordinationsaspekten müssen zukünftig schwerpunktmäßig Gegenstand von Labor- und Feldexperimenten werden (vgl. HOHMANN / WICHMANN / CARL, 1999). Insbesondere für die Untersuchung von kurzzeitiger dynamischer Muskularbeit bei sportspezifischen Bewegungen ist die Befundlage in der Literatur defizitär. Pilotstudien und erste Grundlagenuntersuchungen konnten die Existenz von Kompensationsstrategien zur Aufrechterhaltung der sportlichen Leistungsfähigkeit im Prozess der Ermüdung belegen. Widersprüchliche Erkenntnisse zum Verhalten bioelektrischer und kinematischer Parameter sowie zu Fragen elektrischer Aktivierungsprozesse im Verlauf der Ermüdung und zum Kraftverhalten des beanspruchten muskulären Systems führen zu unterschiedlichen z. T. sich widersprechenden Theorieansätzen (GOLLHOFER, 2000;

THORHAUER et al., 2001; SEYFAHRTH / GÜNTHER / BLICKHAN, 2001; MICHEL, 2003).

Ziel der vorliegenden Arbeit war es, Auswirkungen einer lokal induzierten Ermüdung ausgewählter Bewegungskinetoren bezüglich sporttechnischer, elektromyographischer und kinematischer Parameter zu erfassen und zu beschreiben. Damit sollen weitere Erkenntnisse kompensatorisch wirkender Mechanismen zur Aufrechterhaltung der sportlichen Leistungsfähigkeit trotz muskulärer Funktionsdefizite gewonnen werden, um neue Formen des Herangehens im Kraft – Technik – Trainings mit dem Anspruch der individuellen Leistungssteigerung theoretisch formulieren und in zukünftigen Trainingsprozessen anwenden zu können.

Für die Untersuchungsdurchführung wurde auf ein Schema zurückgegriffen, welches zuvor in Pilotstudien erprobt und angewandt wurde. In Abhängigkeit der spezifischen Fragestellung der Arbeit wurden Veränderungen aus belastungsmethodischer Sicht bezüglich der Kontrollübung und dem Einsatz spezifischer Messapparaturen vorgenommen. In die Studie wurden 14 männliche Probanden einbezogen. Diese waren nicht sportartspezifisch in Sprungkraftdisziplinen trainiert. Zunächst wurde ein isometrischer Maximalkrafttest der entsprechenden Bewegungskinetoren (M. triceps surae und M. quadriceps femoris) durchgeführt und als 100% - Wert gesetzt, um für alle Probanden eine homogene und in hohem Grade lokale Muskelermüdung hervorzurufen. Basierend auf den Pilot- und Vorstudien wurden vier verschiedene Ermüdungsprogramme durchgeführt (1. Ermüdung M. triceps surae – isometrisch; 2. Ermüdung M. triceps surae – dynamisch – 60%; 3. Ermüdung M. quadriceps femoris – isometrisch; 4. Ermüdung M. quadriceps femoris – dynamisch – 60%). Im Anschluss an die jeweilige Belastungsserie erfolgte als Kontrollübung ein Dreifachstrecksprung (Squat Jump – Drop Jump – Drop Jump). Um Aussagen zur spezifischen sportlichen Leistungsfähigkeit, zu physiologischen Kompensationsstrategien und zur lokalen Ermüdung treffen zu können, wurden sowohl bioelektrische (EMG – IEMG, Amplituden), kinematische (Körperschwerpunkt, Kniegelenkwinkel und Hüftgelenkwinkel) und sporttechnische (Flughöhe, Flugzeit und Bodenkontaktzeit) Parameter erfasst und ausgewertet.

Im Ergebnis der Studie können folgende Hauptaussagen festgehalten werden:

1. Die fortschreitende lokale Ermüdung bis zum subjektiv gewählten Abbruch führt zu einer geringen bis mäßigen Verminderung der sportlichen Leistung. Individuell wirksame Kompensationsstrategien beeinflussen die erfassten Leistungsparameter sehr differenziert.
2. Im Ergebnis der lokalen Ermüdung reagieren die Anteile des M. triceps surae mit unterschiedlichen Muskelaktivitäten (IEMG; maximale Amplitude) auf die induzierte Belastung (M. soleus \Rightarrow Aktivitätsabfall; M. gastrocnemius lateralis / medialis \Rightarrow Aktivitätszunahme).
3. Die lokale Ermüdung der Hauptkinetoren M. triceps surae und M. quadriceps femoris führt generell zur Abnahme der Muskelaktionspotentiale im M. quadriceps femoris (IEMG; maximale Amplitude).
4. Differente Ermüdungsprogramme und -stadien lassen für den Verlauf des Körperschwerpunktes, des Kniegelenkwinkels und Hüftgelenkwinkels eine stabile Bewegungsstruktur erkennen, die auch bei vollständiger lokaler Ermüdung beibehalten wird.
5. Beim Vergleich verschiedener Belastungsprogramme sind bezüglich kinematischer Parameter keine signifikanten Veränderungen nachweisbar. Es lassen sich jedoch individuell wirksame Kompensationsstrategien feststellen (z. B. Verringerung der Kniegelenkwinkel, Stützzeitverlängerung, Verlängerung des Beschleunigungsweges).

Bisher veröffentlichte Ergebnisse zu Untersuchungen bei lokaler Muskelermüdung zeigen, dass die lokale Ermüdung eines bewegungswichtigen Kinetors bei Sprungbewegungen zu keinem starken Rückgang der sportlichen Leistung führt (TÜRK – NOACK / THORHAUER, 2001; THORHAUER et al., 2001; MICHEL, 2001; MICHEL, 2003). Hierbei wurde der Verlauf der sportlichen Leistung anhand der erzielten Bodenkontaktzeiten und Flughöhen beurteilt. Bestätigt werden können geringe bis mäßige Leistungsveränderungen bezüglich der erfassten sporttechnischen Parameter. Verallgemeinerte Aussagen können jedoch nicht getroffen werden, da in Abhängigkeit vom Probanden und Ermüdungsprogramm die lokale

Ermüdung eines bewegungswichtigen Kinetors im Einzelfall zu einem starken Leistungsverlust führen kann.

Mit zunehmender lokaler Ermüdung der Bewegungskinetoren M. triceps surae und M. quadriceps femoris lassen sich unterschiedliche Kompensationsstrategien diagnostizieren. Zum Teil werden diese in der Literatur beschrieben (vgl. THORHAUER et al., 2001; SEYFAHRT / GÜNTHER / BLICKHAN, 2001; MICHEL, 2003), müssen jedoch durch zusätzliche experimentelle Studien weiter diskutiert werden. Vermutet werden kann, dass dies in der unterschiedlichen Probandenauswahl begründet liegt und die Sportler je nach individueller Disposition verschiedene Kompensationsstrategien anwenden. Dies konnte bestätigt werden. Aussagen zu generell typischen Belastungsreaktionen unabhängig von der Einzelperson können nicht getroffen werden. Festzustellen ist, **dass Kompensationsmechanismen interindividuell, in Abhängigkeit vom gewählten Ermüdungsprogramm und dem Automatisierungsgrad des individuellen Bewegungsprogramms** zu betrachten sind.

Weiterhin konnten Zusammenhänge zwischen Bodenkontaktzeit, Gelenksteifigkeit und Flughöhe belegt werden. Eine erhöhte Gelenksteifigkeit bedingt kürzere Bodenkontaktzeiten und hat niedrigere Flughöhen zur Folge. Bei geringerer Gelenksteifigkeit sind längere Bodenkontaktzeiten zu verzeichnen und somit größere Flughöhen. Im Vergleich der Studien untereinander zeigt sich, dass die lokale dynamische Ermüdung des M. quadriceps femoris eine deutlich schnellere Ermüdungsaufstockung verursacht (geringste Anzahl absolvierter Ermüdungsserien / Proband).

Aufgrund der Ergebnisse lassen sich folgende Thesen formulieren:

- 1. Mit fortschreitender lokaler Ermüdung der Hauptbewegungskinetoren M. triceps surae und M. quadriceps femoris sind für die Parameter Flughöhe und Flugzeit signifikante Verringerungen nachweisbar. Die lokale Ermüdungsaufstockung führt nur bei dynamischer Ermüdung des M. triceps surae zu einer signifikanten Veränderung des Parameters Bodenkontaktzeit.**
- 2. Mit fortschreitender Ermüdung der Hauptbewegungskinetoren M. triceps surae und M. quadriceps femoris sind für die Muskelaktionspotentiale in Einzelfällen**

signifikante Unterschiede nachweisbar, die sich jedoch nicht generalisieren lassen. Damit ist eine zentrale Aussage zur Veränderung der muskulären Aktivitätspotentiale nicht möglich.

- 3. Eine lokale Ermüdung der Hauptbewegungskinetoren M. triceps surae und M. quadriceps femoris führt zu keinen signifikanten Veränderungen kinematischer Bewegungsparameter.**
- 4. Mit zunehmender lokaler Ermüdung der Hauptbewegungskinetoren M. triceps surae und M. quadriceps femoris treten kompensatorisch wirkende autonome Mechanismen ein. Diese sind stark individuell ausgeprägt.**

Aus den beobachteten Phänomenen ist erkennbar, dass die Probanden mit sehr unterschiedlichen Koordinationsmustern und Regulationsstrategien arbeiten, um den Erhalt der sportlichen Leistung zu sichern. Ursachen für aufgezeigte Differenzen im Ermüdungsverhalten könnten zum einen in den individuellen Grundvoraussetzungen (Konstitution, Muskelfaserspektrum, -verteilung, Trainingszustand, Sportart usw.) sowie im motorischen Fertigkeiteniveau und der Verfügbarkeit differenter motorischer Grundmuster für Bewegungsabläufe gesehen werden. Für den praktischen Trainingvollzug heißt das, es lassen sich nur bedingt verallgemeinerte Trainingsempfehlungen formulieren. Vielmehr sind individualspezifische Fragestellungen und Untersuchungen notwendig, da gleiche äußere Voraussetzungen zu unterschiedlichen Ergebnissen führen können. Neuromuskuläre Ansteuerungsmechanismen sind individuell geprägt und laufen nicht nach ein und demselben Aktivierungsmuster ab. Zu untersuchen ist weiterhin, welche und in welcher Reihenfolge Muskeln bei sportspezifischen Beanspruchungen aktiviert werden.

Die Darstellung über – individueller Strategien zur Kompensation von muskulärer Ermüdung, lässt einerseits eine autonome Muskel – Regulation als auch eine Willkür – Regulation in der Bewegungsausführung erkennen. In Anlehnung an THORHAUER et al. (2004) sind in Abb. 110 funktionelle und strukturelle Regulations- und Steuermechanismen dargestellt.

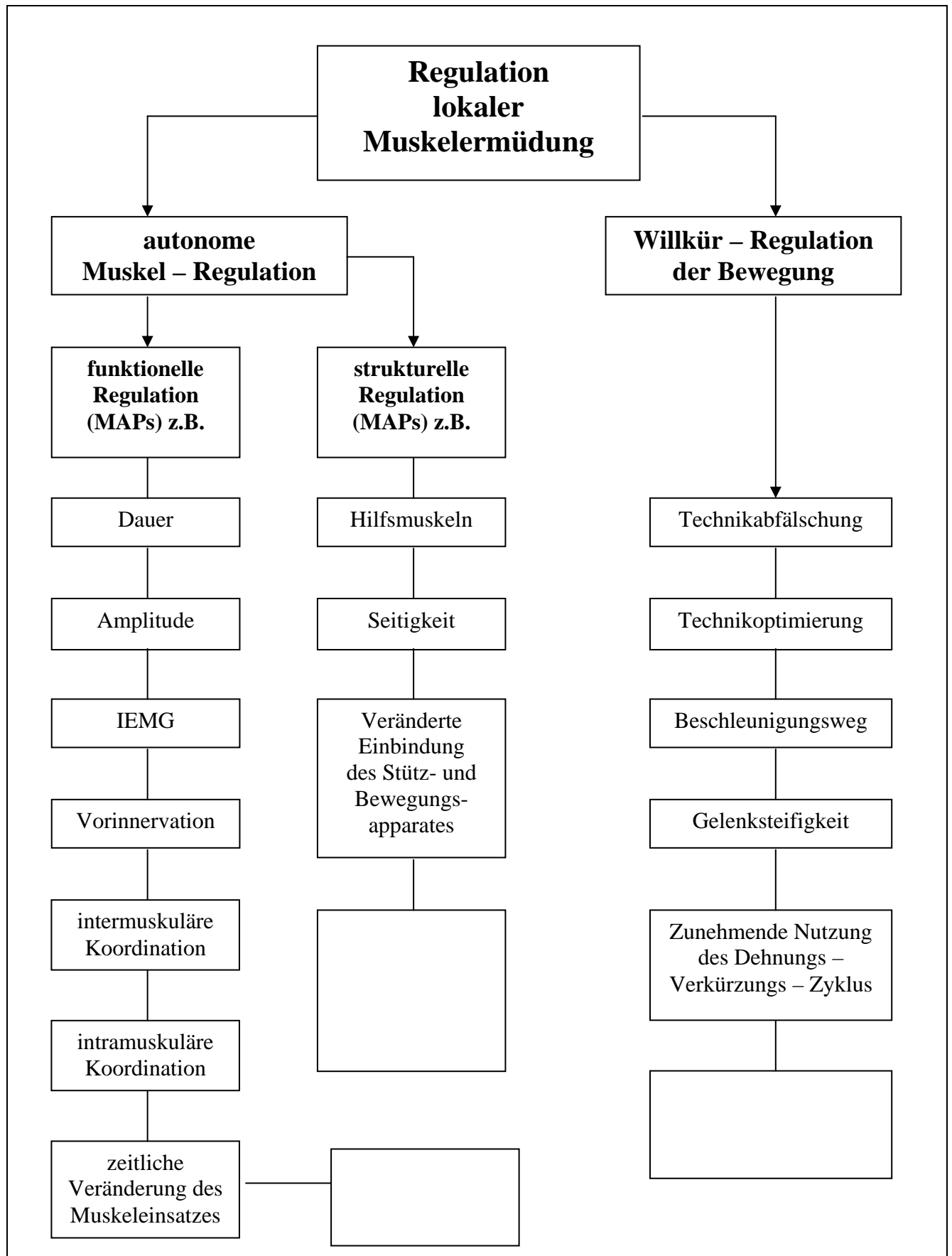


Abb. 110 : Schema der Regulation zur lokalen Muskelermüdung (modifiziert nach THORHAUER et al., 2004)

Auf der Grundlage der vorliegenden Arbeit sind weiterführende Studien zu muskulären Mechanismen und kinematischen Verhaltensweisen notwendig. Um detailliertere Erkenntnisse zu erlangen, sollten größere Stichproben getestet und die Probanden mittels spezifischer Vortests in homogene Gruppen eingeteilt werden. Eine Einteilung könnte nach differenzierteren Gesichtspunkten wie Sportartspezifität (ausdauerakzentuiert / kraftakzentuiert / schnellkraftakzentuiert / spielakzentuiert), Trainingszustand (trainiert / untrainiert) und dem motorischen Fertigniveau (z. B. Stützzeiten) erfolgen. Neben der angesprochenen Probandenproblematik können für weiterführende Studien u.a. folgende Fragestellungen aufgegriffen werden:

- a) Betrachtet man die Muskeln nicht als eigenständige sondern als ein komplexes System, können mit Hilfe des EMG – Mappings Aspekte der intramuskulären Koordination erfasst und zur Abklärung von Kompensationsmechanismen herangezogen werden.
- b) Zur Erfassung der EMG – Parameter wurden für diese Studie nur die Muskeln des rechten Beines abgeleitet. Kann der Erhalt der sportlichen Leistung mit einer erhöhten Aktivierung der Muskulatur des nicht abgeleiteten Beines kompensiert und erklärt werden?
- c) Der Einsatz einer zweiten Kamera zur Untersuchung kinematischer Bewegungsparameter ist zu überlegen, um seitenbedingte Differenzen (unterschiedliche Steifigkeit in Knie- und Sprunggelenk) zu erfassen.
- d) Durch den Einsatz einer Kraftmessplattform ließe sich feststellen, inwieweit sich der Kraftimpuls zur Aufrechterhaltung der sportlichen Leistung verändert bzw. konstant bleibt (Vergleich Stützzeit / Vertikalkraft).
- e) Weiterhin ist von Interesse, wie zentrale und periphere Strukturen des Nervensystems miteinander fungieren (OLIVIER et al., 2001). Die Lösung wäre der kombinierte Einsatz von EEG und EMG sowie von z. B. Verfahren zur Bestimmung der Flimmerverschmelzungsfrequenz bei zukünftigen Ermüdungsstudien.

Letztendlich ist eine übergreifende Zusammenarbeit mit anderen Wissenschaftsbereichen anzustreben. So könnten zum Beispiel in Verbindung mit der Biomechanik theoretische

Modelle zur Optimierung sportlichen Trainings entwickelt und für die Steuerung von Trainingsprozessen genutzt werden.

LITERATURVERZEICHNIS

Abramson, S.A.: Vorwort zur Elektromyographie der Extremitäten. In DELAGI, F. / PEROTTO, A.: Elektromyographie der Extremitäten. Dtsch. Ausg. N. d. 2. amerik. Aufl. Übersetzung: ZIMMER, F. M. Stuttgart, Enke, 1989.

Ahonen, A.: Sportmedizin und Trainingslehre. Stuttgart, New York, Schattauer, 1994.

Atzler, E.: Körper und Arbeit. Handbuch der Arbeitsphysiologie. Leipzig, 1927.

Bak, P.: Diagnostische Wertigkeit von Oberflächen – EMG und einer visuellen Methode zur Beurteilung von Bewegungstereotypen am Beispiel der Hüfthyperextension. Universität, Dissertation, Jena, 1998.

Ballreich, R.: Grundlagen sportmotorischer Tests. In: FETZ, F. (Hrsg.): Studententexte zur Leibeserziehung. Bd.11, 1. Auflage. Frankfurt / Main, Wilhelm & Wilkins, 1985.

Bamberger, K.: SPSS für Windows. Grundlagen. RZ – Uni – SB, Saarbrücken, 2000.

Basmajian, J.V., DeLuca, C.J.: Muscles alive: their function revealed in Eektromyography. 5. Edition Baltimore, Williams & Wilkins, 1985.

Bassey, E.J., Fentem, P.H.: Work physiology. In: EDHOLM, O.G. / WEINER, J.S. (eds): The principles and practice of human physiology. Academic Press, London, New York, Toronto, Sydney, San Francisco, 1981.

Baur, A.: Ermüdung im Spiegel des Auges. Langensalza, 1910.

Bauersfeld, M., Voß, G.: Neue Wege im Schnelligkeitstraining. In: DSB BUNDESAUSCHUSS LEISTUNGSPORT (Hrsg.): Trainerbibliothek 28. Münster, Philippka, 1992.

Baumann, W.: Grundlagen der Biomechanik. In: TRAINERAKADEMIE KÖLN E.V. (Hrsg.): Studienbrief der Trainerakademie Köln des Deutschen Sportbundes, 14. Schorndorf, Hofmann, 1989.

Benson, D. W.: Influence of imposed fatigue on learning a jumping task and a juggling task. In: RESEARCH QUARTERLY 39/2, 1968.

Bigland – Ritschie, B.: EMG / Force relations and fatigue on human voluntary contractions. Exerc. Sport Sci. Rev. 1981 a.

Bigland – Ritschie, B., Jones, D.A., Woods, I.I.: Excitation frequency and muscle fatigue: electrical responses during human voluntary and stimulated contraction. In: EXP. NEUROLOGY 64, 1979.

Bigland – Ritschie, B.: Contractile speed and EMG changes during fatigue of sustained maximal voluntary contractions. In: JOURNAL OF NEUROPHYSIOLOGY 50, 1983 a.

Bigland – Ritschie, B. et al.: Reflex origin fort he slowing of motoneurone firing rates in fatigue of human voluntary contractions. In: JOURNAL OF NEUROPHYSIOLOGY 379, 1986.

Binder, M.D.: Periphal and spinal mechanisms in the neutral control of movement. Amsterdam, Elsevier, 1999.

Blickhan, R.: Einführung in die Statistik. Unveröffentlichtes Vorlesungsscript. Jena, 1995.

Bös, K.: Statistikkurs I. Einführung in die statistischen Auswertungsmethoden für Sportstudenten, Sportlehrer und Trainer. Hamburg, Czwalina, 1986.

Bös, K.: Handbuch sportmotorischer Tests. Göttingen, Toronto, Zürich, Verlag für Psychologie – Dr. C.J. Hogrefe, 1987.

Bös, K., Hänsel, F., Schott, N.: Empirische Untersuchungen in der Sportwissenschaft. Planung – Auswertung – Statistik. Hamburg, Czwalina, 2000.

- Bührle, M.:** Grundlagen des Maximal- und Schnellkrafttrainings. Schorndorf, Hofmann, 1985.
- Bührle, M., Schmidtbleicher, D.:** Komponenten der Maximal- und Schnellkraft. In: SPORTWISSENSCHAFT 11, 1981.
- Caesar, Schaal :** In: ZEITSCHRIFT FÜR KLINISCHE MEDIZIN 98, 1924.
- Clamann, H.P., Goldberg, S.J.:** Uncertainty of recruitment order when tested with intracellular techniques. Neurosci. Abstr. 1, 1975.
- Conrad, B., Bischoff, C.:** Das EMG – Buch: Antworten auf alle Fragen zu Methodik und Befundinterpretation. Stuttgart, Thieme, 1998.
- Costill, D.L., Coyle et al.:** Adaptations in skeletal muscle following strength training. In: JOURNAL OF APPLIED PHYSIOLOGY 46, 1979.
- Dalleau, G. et al.:** The spring – mass model and the energy cost of treadmill running. In: EUROPEAN JOURNAL OF APPLIED PHYSIOLOGY 77, 1998.
- Daug, R.:** Kognition und Motorik. 3. Symposium der DVS – Sektion Sportmotorik. Hamburg, Czwalina, 1996.
- Daug, R.:** Evaluation sportmotorischen Messplatztrainings im Spitzensport. Köln, Strauß, 2000.
- Daug, R. / Blischke, K.:** Aspekte der Motorikforschung. Schriften der DVS, Bd. 50. St, Augustin, 1993.
- Dawson, M.J., Gadian, D.G., Wilkie, D.R.:** Muscular fatigue investigated by phosphorus nuclear magnetic resonance. In: NATURE 274, 1978.
- Dawson, M.J., Gadian, D.G., Wilkie, D.R.:** Mechanical relaxation rate and metabolism studied in fatiguing muscle by phosphorus nuclear magnetic resonance. In: JOURNAL OF PHYSIOLOGY 299, 1980.
- Deetjen, P., Speckmann, E.J.:** Physiologie. München, Urban & Schwarzenberg, 1992.
- Delagi, E.F., Perotto, A.:** Elektromyographie der Extremitäten. Stuttgart, Enke, 1989.
- DeLuca, C.J.:** Surface myoelectric signal cross – talk among muscles of the leg. In: ELECTRONIC CLIN. NEUROPHYSIOLOGY 69. Waterloo, Ontario: University of Waterloo Press, 1987.
- DeMarées, H.:** Sportpsychologie. Köln, Sport und Buch Strauß, 2002.
- Desmedt, J.E., Godaux, E.:** Fast motor units are not preferentially activated in rapid voluntary contractions in man. In: NATURE 267, 1977 a.
- Desmedt, J.E., Godaux, E.:** Ballistic contraction in man: characteristics recruitment pattern of single motor units of the tibialis anterior muscle. In: JOURNAL OF NEUROPHYSIOLOGY (London) 264, 1977 b.
- Desmedt, J.E., Godaux, E.:** Voluntary motor command in human ballistics movements. In: AM. NEUROLOGY 5, 1979.
- Dietz, V.:** Analyse of the electrical muscle activity during maximal contraction and the influence of ischaemia. In: JOURNAL OF NEUROLOGY SCI. 37, 1978.
- Djackow, V. M.:** Soversensstvovanie techniceskogo masterstva sportsmenov. Moskva: Izd. Fizkultura i sport, 1972.
- Doevenspeck, H.:** Taylorsystem und schwere Muskelarbeit. Leipzig, Barth, 1923.
- Drechsler, B.:** Elektromyographie. Berlin, 1964.
- Dudel, J.:** Neurowissenschaft: vom Molekül zur Kognition. Berlin, Springer, 2001.

Durig, A.: Die Theorie der Ermüdung. In: ATZLER, E.: Körper und Arbeit. Handbuch der Arbeitsphysiologie. Leipzig, 1927.

Eckert, R.: Tierphysiologie. Kap. 9: Muskel und Bewegung. Stuttgart, Thieme, 1990.

Edwards, R.H.T., Hill, D.K., Jones, D.A.: Metabolic changes associated with the slowing of relaxation in fatigue mouse muscle. In: JOURNAL OF PHYSIOLOGY 251, 1975.

Ehlenz, H., Grosser, M., Zimmermann, E.: Krafttraining. München, BLV – Verlagsgesellschaft, 1995.

Fick, A.: Über das Wesen der Muskelarbeit: Vortrag gehalten zu Wiesbaden im Februar 1876. Berlin, Habel, 1877.

Findeisen, G.R., Linke, R. – G., Pickenhain, L.: Grundlagen der Sportmedizin. Leipzig, Barth, 1980.

Fletscher, W., Hopkins: In: JOURNAL OF PHYSIOLOGY 35, 1907.

Freund, H. – J., Bündingen, H.J., Dietz, V.: Activity of single motor units from human forearm muscles during voluntary isometric contractions. In: JOURNAL OF NEUROPHYSIOLOGY 38, 1975.

Frick, U.: Kraftausdauerverhalten im Dehnungs – Verkürzungs – Zyklus. Dissertation, Köln, Sport und Buch Strauß, 1993.

Frick, U., Schmidtbleicher, D.: Veränderung innerer und äußerer Variablen im Verlauf von Kraftausdauer tests. In: GUTEWORT, W. / SCHMALZ, T. / WEIß, T.: Aktuelle Hauptforschungsrichtungen der Biomechanik sportlicher Bewegungen. Oberhof, Academia, 1993.

Friedrichs, A. et al.: Die Veränderung der Beinsteifigkeit im ermüdeten Zustand – eine dynamographische Studie. Unveröffentlichter Vortrag. Jena, 1999.

Fröhlich, M. et al.: Varianzanalytische Betrachtung von deduzierter äußerer Gewichtsbelastung und neuronaler Aktivität. In: DEUTSCHER SPORTBUND (Hrsg.): Leistungssport. Zeitschrift für die Fortbildung von Trainern, Übungsleitern und Sportlehrern, 1, S. 41 – 45. Münster, Philippka, 2002.

Fukunaga, T.: Die absolute Muskelkraft und das Muskeltraining. In: SPORTARZT SPORTMED 11, 1976.

Galvani, L.: Abhandlung über die Kräfte der thierischen Elektrizität auf die Aktivität der Muskeln. Prag, Calve 1793.

Geiringer, R.S.: Elektromyographie. Atlas zur präzisen Muskellokalisation. Ulm, Stuttgart, Jena, Lübeck, Fischer, 1997.

Gollendorfer, K.: Physiologie: Lehrbuch, Kompendium, Fragen und Antworten. München, Wien, Baltimore, 1997.

Gollhofer, A.: Komponenten der Schnellkraftleistung im Dehnungs – Verkürzungszyklus. SFT, Erlensee, 1987.

Gollhofer, A.: Sportwissenschaftliche Testverfahren. Durch Leistungsdiagnostik zu besserem Training. In: SPORT & MEDIZIN 2, 1990.

Gollhofer, A.: Elektromyographie in der Bewegungsanalyse. Workshop 1 Elektromyographie im 1. Sommerkurs der Deutschen Gesellschaft für Biomechanik. Münster, 2000.

Gollhofer, A., Schmidtbleicher, D.: Bewegungskoordination und sportliche Leistung aus der Sicht einer interdisziplinären Biomechanik. In: HIRTZ, P. / NÜSKE, F. (Hrsg.): Bewegungskoordination und sportliche Leistung integrativ betrachtet. Hamburg, Czwalina, 1997.

Gollhofer, A., et al.: Fatigue during stretch-shortening exercises: II changes in neuromuscular innervation patterns. In: INTERNATIONAL JOURNAL OF SPORTMEDICINE, 1987.

Güllich, A.: Schnellkraftleistungen im unmittelbaren Anschluss an maximale und submaximale Krafteinsätze. Köln, Sport und Buch Strauß, 1996.

Güllich, A., Schmidtbleicher, D.: Kurzfristige Explosivkraftsteigerung durch maximale willkürliche Kontraktionen. In: LEISTUNGSSPORT 1, 1997.

Haas, C.: Simulation und Regulation mechanischer Schwingungen im alpinen Skirennlauf. Köln, Sport und Buch Strauß, 2002.

Häkkinen, K.: Training and detraining adaptations in electromyography. Muscle fibre and force production characteristics of human leg extensor muscle with special reference to prolonged heavy resistance and explosive type strength training. Diss. Jyväskylä, 1986.

Hartmann, J., Tünnemann, H.: Modernes Krafttraining. Frankfurt am Main, Ullstein, 1988.

Hartmann, J., Tünnemann, H.: Modernes Krafttraining. Frankfurt am Main, Ullstein, 1993.

Hasselbach, W.: Muskel. In: GAUER, O.H. / KRAMER, K. / JUNG, R. (Hrsg.): Physiologie des Menschen. Band 4. München, Urban & Schwarzenberg, 1975.

Hatze, H.: Methoden biomechanischer Bewegungsanalysen. Wien, Bundesverlag, 1986.

Heimold, M.: Muskelkraftdiagnostik und Muskelkrafttraining bei neuromuskulären Erkrankungen. Universität, Fachbereich Sportwissenschaft, Dissertation, Hamburg, 1994.

Hennemann, E., Somjen, G., Carpenter, D.O.: Functional significance of cell size in spinal motoneurons. In: JOURNAL OF NEUROPHYSIOLOGY 28, 1965.

Hennemann, E. et al.: Rank order of motoneuron within a pool: law of combination. In: JOURNAL OF PHYSIOLOGY (London) 27, 1974.

Herbst, R.: Der Energieverbrauch bei sportlichen Leistungen. In: MALLWITZ, A. / RAUTMANN, H.: Muskularbeit und Energieverbrauch: Verhandlungsbericht über die 6. Sportärzte – Tagung in Frankfurt a. Main vom 6. – 8. September 1929. Jena, Fischer, 1929.

Herbst, R., Nebuloni: In: ZEITSCHRIFT FÜR DIE GESAMTE EXPERIMENTELLE MEDIZIN 57, 1927.

Hermens, H.J.: European recommendation for surface ElectroMyoGraphy: results of the SENIAM project. Roessingh Research and Development, Enschede, 1999.

Hermes, H.J. et al.: European Recommendations for surface electromyography. SENIAM project. Enschede, Roessingh Research and Development, 1999.

Hettinger, T., Rohmert, W.: Arbeitsgestaltung und Muskelermüdung. Berlin, Beuth, 1963.

Hirsch – Kaufmann, M., Schweiger, M.: Biologie für Mediziner und Naturwissenschaftler. Stuttgart, New York, Thieme, 1992.

Hirtz, P., Kirchner, G., Pöhlmann, R.: Sportmotorik: Grundlagen, Anwendungen und Grenzgebiete. Kassel, Gesamthochschule, 1994.

Hohmann, A., Wichmann, E., Carl, K.: Feldforschung in der Trainingswissenschaft. Köln, Sport und Buch Strauß, 1999.

Hollmann, W.: Zentrale Themen der Sportmedizin. Berlin, Heidelberg, Tokio, Springer, 1986.

Hollmann, W., Hettinger, T.: Sportmedizin – Arbeits- und Trainingsgrundlagen. Stuttgart, New York, Schattauer, 1980.

Hollmann, W., Hettinger, T.: Sportmedizin – Grundlagen für Arbeit, Training und Präventivmedizin. Stuttgart, Schattauer, 2000.

Hopf, C.H.: Elektromyographie: Lehrbuch und Atlas. Stuttgart, Thieme, 1974.

Hopf, C.H., Dengler, R., Röder, R.: Elektromyographie – Atlas. Praktisches Vorgehen und sichere Befundbewertung. Stuttgart, Thieme, 1996.

Howald, H.: Morphologische und funktionelle Veränderungen der Muskelfasern durch Training. In: SCHWEIZERISCHE ZEITSCHRIFT FÜR SPORTMEDIZIN 32, 1984.

Howald, H.: Veränderungen der Muskelfasern durch Training. In: LEISTUNGSSPORT 19, 1989.

Ikai, M.: Trainability of muscular endurance as related to age. X. ICHPER – Kongress, Vancouver, 1967.

Ikai, M.: Bericht aus Japan: In: DOKUMENTATION ZUM LEISTUNGSSPORT (Hrsg.: Deutsche Sporthochschule), Köln, 1967.

Inman, V.T. et al.: Relation of human electromyogram to muscular tension. In: ELECTRONIC CLIN. NEUROPHYSIOLOGY 1952, 4, S. 187 – 194. Waterloo, Ontario: University of Waterloo Press, 1982.

Jacobs, I., Kaiser, P., Tesch, P.: Muscle strength and fatigue after selective glycogen depletion in human skeletal muscle fibres. In: EUROPEAN JOURNAL OF APPL. PHYSIOLOGY 46, 1981.

Jakowlew, N.N.: Die biochemische Grundlage der Ermüdung und ihre Bedeutung in der sportlichen Praxis. In: LEISTUNGSSPORT 8, 1978.

Jeschke, D., Lorenz, R.: Sportartspezifische Leistungsdiagnostik – energetische Aspekte. Köln, 1998.

Joch, W., Ückert, S.: Grundlagen des Trainierens. BTG Band 5. Münster, Literatur, 1999.

Jöllnbeck, T.: Die elektromagnetische Verzögerung der menschlichen Skelettmuskulatur: Definitionen, ein Überblick über den aktuellen Forschungsstand, Möglichkeiten und Grenzen einer zuverlässigen Bestimmung und die Bedeutung für Biomechanik und Trainingslehre. Hamburg, Kovac, 2002.

Jonath, U.: Lexikon der Trainingslehre. Reinbek, Rowohlt, 1988.

Jones, D.A. et al.: Excitation frequency and muscle fatigue: mechanical responses during voluntary and stimulated contraction. In: EXP. NEUROLOGY 64, 1979.

Kandel, E.R.: Neurowissenschaften: eine Einführung. Heidelberg, Spektrum, 1996.

Karlsson, J., Pichl, K., Knuttgen, H.G.: Performance and muscle metabolic changes in exercise with repeated maximal dynamic contraction. In: INTERNATIONAL JOURNAL SPORTS MED. 2, 1981.

Katz, B.: Nerv, Muskel und Synapse. Einführung in die Elektrophysiologie. Stuttgart, 1974.

Keine, S., Miniow, H. – J.: Wirksamkeit und Anpassungseffekte unterschiedlicher Trainingsmethoden im Maximalkrafttraining. In: LEIPZIGER SPORTWISSENSCHAFTLICHE BEITRÄGE 1, 1997.

Kesel, A. B., Junge, M. M., Nachtigall, W.: Einführung in die angewandte Statistik für Biowissenschaftler. Basel, Boston, Berlin, Birkenhäuser, 2000.

Keul, J. et al.: Erschöpfung und Regeneration des Muskels im Training und Wettkampf. In: LEISTUNGSSPORT 14, 1984.

Knaflitz, M.: Surface Elektromyography: What's new?. Torino, CLUT, 1992.

Knoll, K.: Entwicklung von biomechanischen Messplätzen und Optimierung der Sporttechnik im Kunstturnen. Köln, Strauß, 1999.

Kollath, E.: Bewegungsanalyse in den Sportspielen. Kinematisch – dynamische Untersuchungen mit Empfehlungen für die Praxis. Köln, Sport und Buch Strauß, 1996.

Kollath, E., Mertz, N.: Diagnostik der muskulären Aktivität bei Kräftigungsübungen für Fußballspieler. In: LANGE, P.: Leistungsdiagnostik und Coaching im Fußball. Beiträge und Analysen zum Fußballsport XIII. DVS, Band 123, Bochum, 2001.

- Komi, P.V.:** Skelettmuskulatur. In: DIRIX, A. (Hrsg.) u.a.: Olympiabuch der Sportmedizin. Köln, 1989.
- Komi, P.V.:** Kraft- und Schnellkraft im Sport. Köln, Deutscher Ärzte – Verlag, 1994.
- Konrad, P.:** Analyse von Belastungs- und Beanspruchungsindikatoren im Kunsttraining: unter besonderer Berücksichtigung neuromuskulärer Messverfahren. Deutsche Sporthochschule, Dissertation, Köln, 1998.
- Küchler, G.:** Motorik: Steuerung der Muskeltätigkeit und begleitende Anpassungsprozesse. Leipzig, Thieme, 1983.
- Lange, O.:** Ganzheit und Entwicklung in kybernetischer Sicht. Akademie v. Berlin, 1967.
- Laurig, W.:** Elektromyographie als arbeitswissenschaftliche Untersuchungsmethode zur Beurteilung statischer Muskelarbeit. Berlin, Köln, Frankfurt, 1970.
- Laurig, W.:** Elektromyographie. In: WILLIMCZIK, K. ed.: Grundkurs Datenerhebung. Ahrensburg bei Hamburg, Czwalina, 1983.
- Laurig, W.:** Elektromyographie. In: WILLIMCZIK, K. ed.: Forschungsmethoden in der Sportwissenschaft, Vol. 4.
- Laurig, W., Rohmert, W.:** Zeitliche Veränderung von Oberflächen – Elektromyogrammen bei statischer und einseitiger Muskelarbeit. In: ROHMERT, W. (Hrsg.): Muskelarbeit und Muskeltraining. Arbeitsmedizin – Sozialmedizin – Arbeitshygiene 22, 1968.
- Lavoisier, A.L.:** Oeuvres de. Paris, 1862.
- Lehmann, G.:** Methodische Bemerkungen zur Ermüdungsfrage. In: ZENTRALBLATT FÜR GEWERBEHYGIENE UND UNFALLVERHÜTUNG, Beiheft 7, 1927.
- Lehmann, F., Voss, G., Witt, M.:** Erste Erfahrung im Praxiseinsatz der Bewegungsgesteuerten Neuromuskulären Stimulation (BNS) mit dem neuen Bioimpulser „Schnellkrafttrainer“. In: DEUTSCHER SPORTBUND (Hrsg.): Leistungssport 4. Münster, Phillipka, 1999.
- Lehmann, G.:** Muskelarbeit und Muskelermüdung in Theorie und Praxis. In: DERRA, E.: Der Entwicklungsstand der Herzchirurgie. Köln, Westdeutscher Verlag, 1956.
- Letzelter, M.:** Trainingswissenschaft als Disziplin der Sportwissenschaft. In: THORHAUER, H. – A. / CARL, K. / TÜRK – NOACK, U. (Hrsg.): Trainingswissenschaft. Theoretische und methodische Fragen in der Diskussion. Köln, 1996.
- Letzelter, M., Letzelter, H.:** Krafttraining: Theorie, Methoden, Praxis. Reinbek, Rowohlt, 1986.
- Leuchte, S.:** Studienmaterialien zur Biomechanik Bd.1: „Mechanische Grundlagen der Bewegungsanalyse“. Martin – Luther – Universität Halle – Wittenberg, Halle, 1998.
- Liebig, J.:** Die organische Chemie in ihrer Anwendung auf Physiologie und Pathologie. Braunschweig, Vieweg, 1842.
- Lindström, L., Petersen, I.:** Electromyography in muscle fatigue studies: power spectrum analysis and signal theory aspects. In: KNUTTGEN, H.G. / VOGEL, J.A. / PORTMANN, J.: Biochemistry of exercise. International Series on Sport Sciences, Vol. 13, 1983.
- Lippold, O.C.J.:** The relation between integrated action potentials in a human muscle and its isometric tension. In: JOURNAL OF PHYSIOLOGY 17, 1952.
- Lloyd, A.J.:** Surface electromyography during sustained isometric contractions. In: JOURNAL OF APPL. PHYSIOLOGY 30, 1971.
- Loewy, A.:** In: PFLÜGLERS ARCH. FÜR DIE GESAMTE PHYSIOLOGIE 49, 1891.
- Ludin, H. – P.:** Praktische Elektromyographie. Stuttgart, Enke, 1993.

Magaria, R.: Energiequellen der Muskelarbeit: Biomechanik der menschlichen Bewegung. Leipzig, Barth, 1982.

MacArdle, W.D., Katch, F.I., Katch, V.L.: Exercise physiology. Philadelphia, Lea & Febiger, 1981.

Martin, D.: Ermüdung als Steuergröße im Training. In: SPORTWISSENSCHAFT 17 / 4, 1987.

Maton, B.: Human motor unit activity during onset of muscle fatigue in submaximal isometric contraction. In: EUROPEAN JOURNAL OF APPL. PHYSIOLOGY 46, 1981.

Meumann, E.: Vorlesungen zur Einführung in die experimentelle Pädagogik und ihre psychologischen Grundlagen. 2., umgearbeitete und vermehrte Auflage, 3. Band. Leipzig, 1914.

Michel, S.: Reproduzierbarkeit kinematischer und elektromyographischer Parameter bei weitergehender Standardisierung motorischer Belastungen der unteren Extremitäten. Unveröffentlichte Diplomarbeit. Universität, Jena, 2000.

Michel, S.: Die Auswirkung lokaler Muskelermüdung auf die Leistungsfähigkeit der unteren Extremitäten. Unveröffentlichter Forschungsbericht. Jena, 2001.

Michel, S.: Externe Elektrostimulation und lokale Muskelermüdung. Marburg, Tectum, 2003.

Milner – Brown, H.S., Stein, R.B., Yenem, R.: Change in firing rate of human motor units during linearly changing voluntary contractions. In: JOURNAL OF PHYSIOLOGY (London) 230, 1973.

Mumenthaler, M., Matte, H.: Neurologie. 10. Auflage. Stuttgart, New York, Thieme, 1997.

Müller, K. – J.: Statische und dynamische Muskelkraft – eine empirische Grundlagenuntersuchung. In: BEITRÄGE ZUR SPORTWISSENSCHAFT 7, Frankfurt am Main, 1987.

Möckel, F., Laube, W.: Ermüdungsdiagnostik nach definierter Fahrradergometerbelastung. In: SPORT & MEDIZIN. 32. Deutscher Sportärzte – Kongress 1990. Berlin, 1991.

Neumaier, A.: Koordinatives Anforderungsprofil und Koordinationstraining – Grundlagen, Analyse, Methodik. Köln, Sport und Buch Strauß, 1999.

Niederberger, U.: Motorisches Lernen bei einer neuartigen Bewegungsaufgabe: experimentelle Untersuchungen zur Optimierung des motorischen Lernens unter besonderer Berücksichtigung des motorischen Bereitschaftspotentials als neurophysiologisches Korrelat der Bewegungsabsicht. Frankfurt am Main, Lang, 1991.

Nitsch, J.R.: Theorie und Skalierung der Ermüdung. Deutsche Sporthochschule, Psychologisches Seminar, Köln, 1970.

Nöcker, J.: Physiologie der Leibesübungen. 3. Auflage. Stuttgart, Enke, 1976.

Noraxon: EMG – Fibel. Version 1.0. Mannheim, 1993.

Noth, J.: Physiologische Grundlagen der Entstehung elektromyographisch ableitbarer Spannungen. In: DAUGS, R. / LEIST, K.H. / ULMER, H.-V.: Motorikforschung aktuell. Die Elektromyographie in der Motorikforschung. DVS – Protokolle 35, 1989.

Noth, J.: Physiologische Grundlagen der Entstehung elektromyographisch ableitbarer Spannungen. In: DAUGS, R. / BLISCHKE, K. (Hrsg.): Aspekte der Motorikforschung. Schriften der DVS, Bd. 50. St. Augustin, 1993.

Oggioni, G.: Le alterazioni del reticolo neurofibrillare subcellulare nella fatica sperimentale. Riv. Pat. Nerv. Ment. 50, 1937.

Olivier, N.: Techniktraining unter konditioneller Belastung. Schorndorf, Hofmann, 1996.

Olivier, N.: Eine Beanspruchungstheorie sportlichen Trainings und Wettkampfs. In: SPORTWISSENSCHAFT 31/4, 2001.

Olivier, N. et al.: Techniktraining unter dem Einfluss hoher konditioneller Belastung. Schorndorf, Hofmann, 1996.

Olivier, N., Reinhard, D.: Sportliche Bewegung und Motorik unter Belastung: 9. Symposium „Ansätze interdisziplinärer Forschung im Bereich Sportwissenschaft“. DVS, Clausthal – Zellerfeld, 1991.

Petrofsky, J.S., Lind, A.R.: The influence of temperature on amplitude and frequency components of the EMG during brief and sustained isometric contractions. In: EUROPEAN JOURNAL OF APPL. PHYSIOLOGY 44, 1980.

Pinel, J.P.: Biopsychologie. Heidelberg, Spektrum, 1997.

Platanov, V.N.: Belastung – Ermüdung – Leistung: der moderne Trainingsaufbau. Münster, Philippka Sportverlag, 1999.

Pollmann, D., Willimczik, K.: Eignen sich elektromyographische Kennwerte zur Trainingssteuerung im Krafttraining? In: BÜHRLE, M. / SCHURR, M. (Hrsg.): Leistungssport. Schorndorf, Hofmann, 1991.

Rapp, G., Weicker, H.: Comparative studies on fast muscle myosin light chains after different training programmes. In: INTERNATIONAL JOURNAL OF SPORTS MEDICINE 3, 1982

Rechtien, J. J. et al.: Technology assessment: dynamic elektromyography in gait and motion analysis. In: MUSCLE AND NERVE 22/8, 1999.

Reiche, D.: Roche Lexikon Medizin. Elsevier, Urban & Fischer, 2003.

Rickert, H.: Ermüdung. In: EBERSPÄCHER, H. (Hrsg.): Handlexikon Sportwissenschaft. Reinbek, Rowohlt, 1987.

Rohmert, W.: Muskularbeit und Muskeltraining: Internationales Kolloquium 19. und 20. Oktober 1968 in Darmstadt. Stuttgart, Gentner, 1968.

Rohmert, W., Hettinger, T.: Arbeitsgestaltung und Muskelermüdung. RKW – Reihe Arbeitsphysiologie, Arbeitspsychologie. Berlin, Beuth, 1963.

Roth, K., Willimczik, K.: Bewegungswissenschaft. Hamburg, Rowohlt, 1999.

Röthing, P., Größing, S., Roth, K.: Bewegungslehre. Wiesbaden, Limpert, 1990.

Sahlin, K. et al.: Effect of lactic acid accumulation and ATP decrease on muscle tension and relaxation. In: AM. JOURNAL OF PHYSIOLOGY 240, 1981.

Schenk, F.: Physiologie der Übung und der Ermüdung. Marburger akademische Reden Nr. 25. Marburg, 1911.

Schlumberger, A., Schmidtbleicher, D.: Effekte eines Krafttrainings mit explosiv – isometrischen Kontraktionen. In: DEUTSCHE ZEITSCHRIFT FÜR SPORTMEDIZIN 52/3, 2001.

Schmalz, T.: Biomechanische Modellierung menschlicher Bewegung. Schorndorf, Hofmann, 1994.

Schmidt, R.F., Thews, G., Lang, F.: Physiologie des Menschen. Berlin, Springer, 2000.

Schmidtbleicher, D.: Motorische Beanspruchungsform Kraft. In: VEREIN ZUR FÖRDERUNG DER SPORTMEDIZIN HANNOVER E.V. (Hrsg.): Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin 38, 1987.

Schmidtbleicher, D.: Neuromuskuläre Effekte sportlicher Belastungen. In: OLIVIER, N. / DAUGS, R.: Sportliche Bewegung und Motorik unter Belastung: 9. Symposium „Ansätze interdisziplinärer Forschung im Bereich Sportwissenschaft“. DVS, Clausthal – Zellerfeld, 1991.

Schmidtbleicher, D.: Die Entwicklung der Sportwissenschaft im Spiegel der naturwissenschaftlichen Forschungsschwerpunkte. In: DVS – INFORMATIONEN 4, 1996.

Schmidtbleicher, D., Frick, U.: Neuromuskuläre Funktionen und Ermüdungsreaktionen im Kraft- / Schnellkraft – Training (Thesen). In: THORHAUER, H. – A. / CARL, K. / TÜRK – NOACK, U.: Muskelermüdung – Forschungsansätze in der Trainingswissenschaft. Köln, Sport und Buch Strauß, 2001.

Schmidtbleicher, D., Gollhofer, A.: Neuromuskuläre Untersuchungen zur Bestimmung individueller Belastungsgrößen für ein Tiefsprungtraining. In: LEISTUNGSSPORT 12, 1982.

Schmidtbleicher, D., Gollhofer, A.: Einflussgrößen des reaktiven Bewegungsverhaltens und deren Bedeutung für die Sportpraxis. In: BÜHRLE, M. (Hrsg.): Grundlagen des Maximal- und Schnellkrafttrainings. Schorndorf, Hofmann, 1985.

Schmidtbleicher, D., Hemmling, G.: Neue Tendenzen in der Trainingswissenschaft. Kraft und Schnelligkeit. In: BRACK, R. / HOHMANN, A. / WIELAND, H.: Trainingssteuerung – konzeptionelle und trainingsmethodische Aspekte. Stuttgart, Nagelschmid, 1994.

Schmidtbleicher, D., Hemmling, G.: Die Auswirkungen eines Trainings mit einer Kombination von maximalen Muskelaktionen auf die Explosiv- und Maximalkraft. In: LEISTUNGSSPORT 6, 1994.

Schmidtbleicher, D. et al.: Auftreten und funktionelle Bedeutung des Muskeldehnungsreflexes bei Lauf- und Sprintbewegungen. In: LEISTUNGSSPORT 8, 1978.

Schnabel, G., Harre, D., Borde, A.: Trainingswissenschaft. Berlin, Sportverlag, 1997.

Schneider, F.J., Mielke, A., Mester, J.: Belastungsreaktion neuromuskulärer Strukturen im Verlauf von Tiefsprungserien. In: LEISTUNGSSPORT 3, 1998.

Scholle, H. – C. et al.: Ermüdung und koordinative Leistung. In: THORHAUER, H. – A. et al.: Muskel-Ermüdung. 2001.

Scholle, H. – C. et al.: Control of isometric muscle contraction in muscle hypotonia of central origin: EMG-Mapping analysis. In: ZEITSCHRIFT FÜR EEG / EMG 23, 1992.

Senner, V., Schaff, P.: Elektromyographie – Physiologie des EMG – Signals, dessen messtechnische Erhebung und Auswertung. In: SPORTORTHOPÄDIE – SPORTTRAUMATOLOGIE, 1999.

Seyfahrt, A., Günther, M., Blickhan, R.: Stabilitätsrisiken und Kinematik des Beines beim Laufen vor und nach der Ermüdung. In: THORHAUER, H. – A. / CARL, K. / TÜRK – NOACK, U. (Hrsg.): Muskelermüdung. Forschungsansätze in der Trainingswissenschaft. Köln, Sport und Buch Strauß, 2001.

Seyfahrt, A. et al.: Dynamics of the long jump. In: JOURNAL OF BIOMECHANICS 32, 1999.

Seyfarth, A. et al.: A movement criterion for running. In: HUISKES, E. / BRAND, R. A. (Hrsg.): Journal of Biomechanics 5. New York, Elsevier Science Inc., 2002.

Simonson, E.: Physiology of work capacity and fatigue. Springfield II, Charles C. Thomas, 1971.

Simonson, E., Weiser, P.: Psychological aspects and physiological correlated of work capacity and fatigue. Springfield III, Charles C. Thomas, 1976.

Smith, M.: A contribution to the study of fatigue. In: BRITISH JOURNAL OF PHYSIOLOGY 8, 1916.

Sorour, K.: Der Einfluss verschiedener Belastungsstrategien auf den Prozess der Ermüdung ausgewählter Muskeln der unteren Extremitäten. Unveröffentlichte Dissertation, Jena, 2004.

Spielberg, P.: Einfluss der Ermüdung auf den Gang. In: ARBEITSPHYSIOLOGIE 7, 1934.

Stalberg, E., Eriksson, P.O.: A scanning electromyographic study of topography of human masseter single motor units. In: ARCH. ORAL. BIOL. 1987, 11(32).

Stegmann, J.: Leistungsphysiologie. Stuttgart, Thieme, 1971.

Stoboy, H.: Spinale Regelmechanismen und ihre Variabilität – Vorteile und Gefahren. In: RIEDER, H. et al. (Hrsg.): Motorik und Bewegungsforschung. Schorndorf, Hofmann, 1983.

Strand, F.L. et al.: Peptide enhancement of neuromuscular function. Animal and clinical studies. The neuropeptides, Pharmacol. Biochem. Behav. (Suppl 1) 5, 1976.

Strass, D.: Veränderungen des Maximal- und Explosivkraftvermögens im Kurzeitdauerbereich. In: BÜHRLE, M. (Hrsg.): Grundlagen des Maximal- und Schnellkrafttrainings. Schorndorf, Hofmann, 1985.

Strass, R.D.: Untersuchung zur Ermüdung bei kurzdauernder Maximaler Kontraktion. Deutsche Sporthochschule, Dissertation, Köln, 1994.

Thieß, G.: Training von A bis Z: kleines Wörterbuch für die Theorie und Praxis des sportlichen Trainings. Berlin, Sportverlag, 1980.

Thieß, G., Schnabel, G.: Leistungsfaktoren im Training und Wettkampf. Berlin, 1987.

Tidow, G., Wiemann, K.: Zur Interpretation und Veränderbarkeit von Kraft – Zeit – Kurven bei explosiv – ballistischen Krafteinsätzen. In: DEUTSCHE ZEITSCHRIFT FÜR SPORTMEDIZIN 44, 1993.

Thorhauer, H. – A.: Abstracts zur Jahrestagung der Deutschen Vereinigung für Sportwissenschaft in Jena. Unveröffentlicht. Jena, 1999.

Thorhauer, H. – A., Carl, K., Türk – Noack, U.: Trainingswissenschaft. Theoretische und methodische Fragen in der Diskussion. Köln, 1996.

Thorhauer, H. – A., Carl, K., Türk – Noack, U.: Muskelermüdung. Forschungsansätze in der Trainingswissenschaft. Köln, Sport und Buch Strauß, 2001.

Thorhauer, H. – A., Türk – Noack, U.: Der Spitzensport an der Schwelle ins 21. Jahrhundert – Trainingswissenschaftliche Befunde und Theorieansätze. In: KIRCHGÄSSNER, H. (Hrsg.): Leipziger Sportwissenschaftliche Beiträge, 2. Sankt Augustin, Academia, 1997.

Thorhauer, H. – A., Türk – Noack, U.: Muskuläre Ermüdung im Techniktraining unter besonderer Berücksichtigung koordinativer Aspekte im Schnellkrafttraining – Muskelermüdung. BISP – Projektförderung unter VF 0407 / 08 / 08 / 99 unveröffentlichter Zwischenbericht. Jena, 2000.

Thorhauer, H. – A. et al.: Muskuläre Ermüdung im Techniktraining unter besonderer Berücksichtigung koordinativer Aspekte im Schnellkrafttraining – Muskelermüdung. BISP – Projektförderung unter VF 0407 / 08 / 08 / 99. Unveröffentlichter Zwischenbericht. Jena 2001.

Thorhauer, H. – A. et al.: Der Einfluss lokaler Ermüdung auf Muskelaktionspotentiale (MAP) und Parameter der Leistungsfähigkeit der unteren Extremitäten. In: THORHAUER, H. – A. / CARL, K. / TÜRK – NOACK, U. (Hrsg.): Muskelermüdung. Forschungsansätze in der Trainingswissenschaft. Köln, Sport und Buch Strauß, 2001.

Thorhauer, H. – A. et al.: Muskuläre Ermüdung im Techniktraining unter besonderer Berücksichtigung koordinativer Aspekte im Schnellkrafttraining – Muskelermüdung. BISP – Projektförderung unter VF 0407 / 08 / 08 / 99 – 2000. Unveröffentlichter abschließender Sachbericht. Jena. 2001.

Thorhauer, H. – A. et al.: Experimentelle Untersuchungen von Phänomenen der Willkürmotorik bei lokaler / differenzieller Muskelermüdung. BISP – Projektförderung unter VF 0407 / 08 / 03 / 2002 – 2002. Unveröffentlichter Zwischenbericht. Jena, 2002.

Tidow, G.: Lösungsansätze zur Optimierung des Schnellkrafttrainings auf der Basis muskelbiophysischer Befunde. In: BRACK, R. / HOHMANN, A. / WIELAND, H. (Hrsg.): Trainingssteuerung. Stuttgart, Nagelschmid, 1994.

Tittel, K.: Beschreibende und funktionelle Anatomie des Menschen. München, Urban & Fischer, 2000.

Trepel, M.: Neuroanatomie Struktur und Funktion. München, Urban & Schwarzenberg, 1995.

Türk – Noack, U., Hahn, N.: Diagnostik von Trainingsübungen im Kraft – Technik – Komplex der Sportart Rennschlitten. In: KRUG, J. / MINOW, H. – J. (Hrsg.): Sportliche Leistung und Training. Schriften der DVS. St. Augustin, 1995.

Türk – Noack, U., Thorhauer, H. – A.: Belastungsmethodische Ermüdungskonzepte für das Kraft – Technik – Training. In: THORHAUER, H. – A. / CARL, K. / TÜRK – NOACK, U. (Hrsg.): Muskel – Ermüdung. Forschungsansätze in der Trainingswissenschaft. Köln, Sport und Buch Strauß, 2001.

Uhlmann, K.: Lehrbuch der Anatomie des Bewegungsapparates. Stuttgart, Uni – Taschenbuch, 1996.

Viitasalo, J.T., Komi, P.V.: Rate of force development, muscle structure and fatigue. In: BIOMECHANICS 7. 1981.

Viitasalo, J.T., Komi, P.V.: Effects of fatigue on isometric force- and relaxation – time characteristics in human muscles. In: ACTA. PHYSIOL. SCAND. 111, 1981.

Völlestad, N., Sejersted, O. M.: Biochemical correlates of fatigue. In: EUROPEAN JOURNAL OF APPL. PHYSIOLOGY 57, 1988.

Volta, A.: Schriften über die thierische Elektrizität. Prag, Calve, 1793.

Voss, G., Witt, M.: Bewegungsgesteuerte neuromuskuläre Stimulation – BNS. In: LEISTUNGSSPORT 28, 1998.

Weicker, H.: Purinnukleotid – Zyklus und muskuläre Ammoniakproduktion. In: DEUTSCHE ZEITSCHRIFT FÜR SPORTMEDIZIN 39/5, 1988.

Weineck, J.: Sportbiologie. Balingen, Spitta, 2000.

Weiss, T. et al.: Einfluss der Belastung auf spezifische Kennwerte der Muskelkontraktion. In: OLIVIER, N. / DAUGS, R. (Hrsg.): Sportliche Bewegung und Motorik unter Belastung. DVS – Protokolle Nr. 44. Clausthal – Zellerfeld, 1991.

Wick, C., Scheibe, J.: Ein Beitrag zur Messung muskulärer Leistungen. In: SCHOLLE, H.C. / MÜHLAU, G. (Hrsg.): Dornburger Schlossgespräche. Jena, 1992.

Willimczik, K.: Grundkurs Datenerhebung 1. Hamburg, Czwalina, 1983.

Willimczik, K.: Statistik im Sport. Grundlagen – Verfahren – Anwendungen. Hamburg, Czwalina, 1993.

Wittekopf, G., Rühl, H.: Beispiele oberflächenmyographischer Untersuchungen zur Beurteilung der muskulären Koordination sportlicher Bewegungsabläufe. In: MEDIZIN UND SPORT 24, 1984.

Wollny, R.: Lernen sportmotorischer Fertigkeiten – elektromyographische Analyse vor dem Hintergrund der GMP – Theorie von Schmidt. In: OLIVIER, N. / DAUGS, R. (Hrsg.): Sportliche Bewegung und Motorik unter Belastung. Protokolle der DVS, Bd. 44. Clausthal – Zellerfeld, 1991.

Wollny, R.: Stabilität und Variabilität im motorischen Verhalten: theoretische Grundlagen und elektromyographische Überprüfung der Koordination und des Erlernens komplexer Bewegungsformen im Sport. Aachen, Meyer & Meyer, 1993.

Zschorlich, V.: EMG und Dynamographie in der Bewegungsforschung. Ein systemanalytischer Ansatz zur Untersuchung der Bewegungskoordination. Hamburg, Czwalina, 1987.

Zschorlich, V.: Der integrative Einsatz der Elektromyographie und Dynamometrie zur komplexen Bewegungsanalyse. In: DAUGS, R. / LEIST, K.H. / ULMER, H. – V.: Motorikforschung aktuell, DVS – Protokolle 35, 1989.

Zuntz, L., Schumburg, W.: In: PFLÜGLERS ARCH. FÜR DIE GESAMTEPHYSIOLOGIE 63, 1896.

Zwicky, E.B.: Signalverarbeitung & Interpretation. EMG und Bewegung – Das kinesologische EMG. In: SPORTMED MANNHEIM (Hrsg.): EMG – Fibel Version 1.0. Noraxon User Meeting 1993. Mannheim, 1993.

Zwick, E.B., Konrad, P.: EMG – Fibel. Kongressbeilage zum Noraxon EMG Meeting, 1994.

<http://www.biovision-online.com/squat.htm>

<http://www.biovision-online.com/drop.htm>

<http://www.elektronik-kompodium.de/public/schaerer/emg1.htm>

<http://www.sportunterricht.de/lksport/intermusk.html>

<http://www.sportunterricht.de/lksport/biomschu.htm>

<http://www.uniklinikum-giessen.de/neuropaed/dignostik/elektromyo.html>

ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS

Abb.	Abbildung
ADP	Adenindiphosphat
ATP	Adenintriphosphat
BKZ	Bodenkontaktzeit
BMI	body mass index
Bsp.	Beispiel
bzgl.	bezüglich
bzw.	beziehungsweise
cm	Zentimeter
DJ	Drop Jump
DVZ	Dehnungs – Verkürzung – Zyklus
EEG	Elektroenzphalogramm
EKG	Elektrokardiogramm
EMAD	Elektromechanische Aktivierungsverzögerung
EMD	Elektromechanical delay
EMG	Elektromyographie / Elektromyogramm
EMRD	Elektromechanische Entspannungsverzögerung
etc.	et cetera
FH	Flughöhe
FSU	Friedrich – Schiller – Universität
FZ	Flugzeit
H₁	Hypothese ₁
HGW	Hüftgelenkwinkel
Hz	Hertz
IEMG	integrierte/s Elektromyogramm
Kap.	Kapitel
kg	Kilogramm
KGW	Kniegelenkwinkel
KP	Kreatinphosphat
KSP	Körperschwerpunkt
LP	Leistungsparameter
LV	Leistungsverlust
LZ	Leistungszuwachs
m	Meter
m / s	Meter pro Sekunde
Max.	Maximum
Min.	Minimum
min	Minute
M.	Musculus

MW	Mittelwert
NMV	neuromuskuläre Verbindung
n.s.	nicht signifikant ($p > 0,05$)
P	Programm
PC	Personalcomputer
R	Spannweite
s	Sekunde
SJ	Squat Jump
ST – Fasern	slow twitch – Fasern
Tab.	Tabelle
u.a.	und andere(s)
u.a.	unter anderem
usw.	und so weiter
vgl.	vergleiche
V	Variationskoeffizient
Vp.	Versuchsperson
Vpn.	Versuchspersonen
W	Watt
X_M	arithmetisches Mittel
z.B.	zum Beispiel
ZNS	zentrales Nervensystem
z. T.	zum Teil
σ_s	Standardabweichung
°	Grad
%	Prozent
*	signifikant

ABBILDUNGSVERZEICHNIS

Abb. 01: Ansätze belastungsmethodischen Vorgehens in Trainingsprozessen	2
Abb. 02: Motorische Einheit (REICHE, 2003)	12
Abb. 03: Impulsweiterleitung (< http://www.elektronik-kompodium.de/public/schaerer/emgl.htm >[2005-02-22])	13
Abb. 04: Muskelschlinge beim Lauf (TITTEL, 2000)	16
Abb. 05: Intra- und intermuskuläre Koordination (< http://www.Sportunterricht.de/lksport/intermusk.html >[2005-01-03])	17
Abb. 06: Ursachen für Ermüdung im System der Trainings- und Wettkampftätigkeit von Sportlern (vgl. PLATONOV, 1999)	21
Abb. 07: Ermüdungsäußerung in Abhängigkeit von Belastung und Ausgangszustand des Organismus (vgl. THIEß et al., 1980)	22
Abb. 08: Bereiche von Ermüdung infolge Leistungsminderung (vgl. STRASS, 1994)	24
Abb. 09: Elektromyogramm (< http://www.uniklinikum-giessen.de/neuropaed/diagnostik/elektromyo.html >[2005-02-18])	30
Abb. 10: Ableitung elektrischer Signale – schematische Darstellung (< http://www.elektronik-kompodium.de/public/schaerer/emgl.htm >[2005-02-22])	34
Abb. 11: Spannungsverlauf eines Aktionspotentials bei bipolarer Ableitung (HOPF, 1974)	35
Abb. 12: Elektrische Störquelle und Bewegungsartefakt (NORAXON, 1993)	35
Abb. 13: Leistungsspektrum im EMG (GOLLHOFER, 2000)	36
Abb. 14 a – c: Roh – EMG, gleichgerichtetes EMG, EMG mit Hüllkurve (SENNER / SCHAFF, 1999)	37
Abb. 15 a – b: Ermüdungstrainer I (Wadenstreckergerät – Eigenbau FSU Jena) und Ermüdungstrainer II (Beinstreckergerät – Firma SCHNELL)	42
Abb. 16: Versuchsaufbau I (schematisiert)	43
Abb. 17: Versuchsaufbau II (schematisiert)	44
Abb. 18: Squat Jump (< http://www.sportunterricht.de/lksport/biomschu.htm >[2005-06-15])	48
Abb. 19: Drop Jump (< http://www.sportunterricht.de/lksport/biomschu.htm >[2005-06-15])	49
Abb. 20: Strukturelle Darstellung des Verlaufs einer Testserie	50
Abb. 21: Kurzzeitmesssystem OptoJump (Handbuch OptoJump)	53
Abb. 22: Markersetzung am Probanden	56
Abb. 23: Graphische Darstellung BKZ für alle Probanden – BKZ unermüdet / teilermüdet / ermüdet (Bezug: arithmetische Mittel der Sprungserien; n = 14)	61
Abb. 24 a – d: Darstellung der BKZ bei differenten Ermüdungsprogrammen – BKZ unermüdet / teilermüdet / ermüdet (Bezug: arithmetische Mittel der Sprungserien)	61
Abb. 25: Graphische Darstellung FH für alle Probanden – FH unermüdet / teilermüdet / ermüdet (Bezug: arithmetische Mittel der Sprungserien)	62
Abb. 26 a – d: Darstellung der FH bei differenten Ermüdungsprogrammen – FH unermüdet / teilermüdet / ermüdet (Bezug: arithmetische Mittel der Sprungserien)	62
Abb. 27: Graphische Darstellung FZ für alle Probanden – FZ unermüdet / teilermüdet / ermüdet (Bezug: arithmetische Mittel der Sprungserien)	63
Abb. 28 a – d: Darstellung der FZ bei differenten Ermüdungsprogrammen – FZ unermüdet / teilermüdet / ermüdet (Bezug: arithmetische Mittel der Sprungserien)	63

Abb. 29 a – d: Darstellung der prozentualen Verteilung der Leistungsveränderung bezüglich der BKZ bei differenten Ermüdungsprogrammen)	69
Abb. 30: Prozentuale Verteilung der Leistungsveränderung bezüglich der BKZ für alle Ermüdungsprogramme (n = 14)	70
Abb. 31 a – d: Darstellung der prozentualen Verteilung der Leistungsveränderung bezüglich der FH bei differenten Ermüdungsprogrammen (n = 14)	71
Abb. 32: Prozentuale Verteilung der Leistungsveränderung bezüglich der FH für alle Ermüdungsprogramme (n = 14)	71
Abb. 33 a – d: Darstellung der prozentualen Verteilung der Leistungsveränderung bezüglich der FZ bei differenten Ermüdungsprogrammen (n = 14)	72
Abb. 34: Prozentuale Verteilung der Leistungsveränderung bezüglich der FZ für alle Ermüdungsprogramme (n = 14)	73
Abb. 35: Signifikanzen für die BKZ bei differenten Ermüdungsprogrammen (n = 14; $p < 0,05$)	74
Abb. 36: Signifikanzen für die FH bei differenten Ermüdungsprogrammen (n = 14; $p < 0,05$)	75
Abb. 37: Signifikanzen für die FZ bei differenten Ermüdungsprogrammen (n = 14; $p < 0,05$)	76
Abb. 38 a – c: Graphische Darstellung IEMG des M. triceps surae für alle Probanden	79
Abb. 39 a – c: Graphische Darstellung der maximalen Amplituden des M. triceps surae für alle Probanden	80
Abb. 40: Graphische Darstellung IEMG des M. triceps surae im Gesamtüberblick (n = 14)	81
Abb. 41 a – d: Graphische Darstellung IEMG des M. triceps surae bei differenten Ermüdungsprogrammen (n = 14)	81
Abb. 42: Graphische Darstellung der maximalen Amplituden des M. triceps surae im Gesamtüberblick (n = 14)	82
Abb. 43 a – d: Graphische Darstellung der maximalen Amplituden des M. triceps surae bei differenten Ermüdungsprogrammen (n = 14)	82
Abb. 44 a – c: Veränderung des IEMG im Squat Jump, 1. und 2. Drop Jump des M. triceps surae (n = 14)	83
Abb. 45 a – c: Veränderung der maximalen Amplituden im Squat Jump, 1. und 2. Drop Jump des M. triceps surae (n = 14)	84
Abb. 46 a – c: Graphische Darstellung der Gruppenmittelwerte, Standardabweichung, Signifikanz der IEMG des M. triceps surae bei lokaler Ermüdung (n = 14; $p < 0,05$)	86
Abb. 47 a – c: Graphische Darstellung der Gruppenmittelwerte, Standardabweichung, Signifikanz der MAP des M. triceps surae bei lokaler Ermüdung (n = 14; $p < 0,05$)	87
Abb. 48 a – c: Graphische Darstellung der Gruppenmittelwerte, Standardabweichung, Signifikanz der IEMG des M. triceps surae bei lokaler Ermüdung für differente Ermüdungsgrade (n = 14; $p < 0,05$)	89
Abb. 49 a – c: Graphische Darstellung der Gruppenmittelwerte, Standardabweichung, Signifikanz der maximalen Amplituden des M. triceps surae bei lokaler Ermüdung für differente Ermüdungsgrade (n = 14; $p < 0,05$)	90
Abb. 50 a – c: Graphische Darstellung IEMG des M. quadriceps femoris für alle Probanden	93
Abb. 51 a – c: Graphische Darstellung der maximalen Amplituden des M. quadriceps femoris für alle Probanden	94
Abb. 52: Graphische Darstellung IEMG des M. quadriceps femoris im Gesamtüberblick (n = 14)	95
Abb. 53 a – d: Graphische Darstellung IEMG des M. quadriceps femoris bei differenten Ermüdungsprogrammen (n = 14)	95
Abb. 54: Graphische Darstellung der maximalen Amplituden des M. quadriceps femoris im Gesamtüberblick (n = 14)	96
Abb. 55 a – d: Graphische Darstellung der maximalen Amplituden des M. quadriceps femoris bei differenten Ermüdungsprogrammen (n = 14)	96

Abb. 56 a – c: Veränderung des IEMG im Squat Jump, 1. und 2. Drop Jump des M. quadriceps femoris (n = 14)	97
Abb. 57 a – c: Veränderung der maximalen Amplituden im Squat Jump, 1. und 2. Drop des M. quadriceps femoris (n = 14)	98
Abb. 58 a – c: Graphische Darstellung der Gruppenmittelwerte, Standardabweichung, Signifikanz der IEMG des M. quadriceps femoris bei lokaler Ermüdung (n = 14; $p < 0,05$)	100
Abb. 59 a – c: Graphische Darstellung der Gruppenmittelwerte, Standardabweichung, Signifikanz der maximalen Amplituden des M. quadriceps femoris bei lokaler Ermüdung (n = 14; $p < 0,05$)	101
Abb. 60 a – c: Graphische Darstellung der Gruppenmittelwerte, Standardabweichung, Signifikanz der IEMG des M. quadriceps femoris bei lokaler Ermüdung für differente Ermüdungsgrade (n = 14; $p < 0,05$)	103
Abb. 61 a – c: Graphische Darstellung der Gruppenmittelwerte, Standardabweichung, Signifikanz der maximalen Amplituden des M. quadriceps femoris bei lokaler Ermüdung für differente Ermüdungsgrade (n = 14; $p < 0,05$)	104
Abb. 62 a – d: Körperschwerpunktverläufe eines ausgewählten Probanden für differente Ermüdungsprogramme	109
Abb. 63: Graphische Darstellung KSP – Höhe für alle Probanden – unermüdet / teiler müdet / ermüdet (Absprung – maximale Flexion im Kniegelenk)	110
Abb. 64: Prozentuale Verteilung der Leistungsveränderung des KSP (Bezug: Sprungserie unermüdet / ermüdet; Absprung – maximale Flexion im Kniegelenk; n = 14)	111
Abb. 65: Graphische Darstellung KSP – Höhe für alle Probanden – unermüdet / teiler müdet / ermüdet (Landung – maximale Flexion im Kniegelenk)	112
Abb. 66: Prozentuale Verteilung der Leistungsveränderung des KSP (Bezug: Sprungserie unermüdet / ermüdet; Landung – maximale Flexion im Kniegelenk; n = 14)	113
Abb. 67: Graphische Darstellung KSP für alle Probanden – KSP unermüdet / teiler müdet / ermüdet (Flugphase – maximale Extension im Kniegelenk)	114
Abb. 68: Prozentuale Verteilung der Leistungsveränderung des KSP (Bezug: Sprungserie unermüdet / ermüdet; Flugphase – maximale Extension im Kniegelenk; n = 14)	115
Abb. 69: Graphische Darstellung der Gruppenmittelwerte, Standardabweichung, Signifikanz des KSP - Höhe ausgewählter Sprungserien (Absprung / Landung – maximale Flexion im Kniegelenk; n = 14; $p < 0,05$)	116
Abb. 70: Graphische Darstellung der Gruppenmittelwerte, Standardabweichung, Signifikanz des KSP - Höhe ausgewählter Sprungserien (Flugphase – maximale Extension im Kniegelenk; n = 14; $p < 0,05$)	117
Abb. 71 a – d: Kniegelenkwinkelverläufe eines ausgewählten Probanden für differente Ermüdungsprogramme	120
Abb. 72 a – d: Hüftgelenkwinkelverläufe eines ausgewählten Probanden für differente Ermüdungsprogramme	121
Abb. 73: Graphische Darstellung KGW für alle Probanden – KGW unermüdet / teiler müdet / ermüdet (Absprung / Landung – maximale Flexion im Kniegelenk)	122
Abb. 74: Prozentuale Verteilung der Leistungsveränderung des KGW (Bezug: Sprungserie unermüdet / ermüdet; Absprung / Landung – maximale Flexion im Kniegelenk; n = 14)	123
Abb. 75: Graphische Darstellung KGW für alle Probanden – KGW unermüdet / teiler müdet / ermüdet (Flugphase – maximale Extension im Kniegelenk)	124
Abb. 76: Prozentuale Verteilung der Leistungsveränderung des KGW (Bezug: Sprungserie unermüdet / ermüdet; Flugphase – maximale Extension im Kniegelenk; n = 14)	125
Abb. 77: Graphische Darstellung HGW für alle Probanden – HGW unermüdet / teiler müdet / ermüdet (Absprung / Landung – maximale Flexion im Hüftgelenk)	126
Abb. 78: Prozentuale Verteilung der Leistungsveränderung des HGW (Bezug: Sprungserie unermüdet / ermüdet; Absprung / Landung – maximale Flexion im Hüftgelenk; n = 14)	127

Abb. 79: Graphische Darstellung HGW für alle Probanden HGW unermüdet / teilermüdet / ermüdet (Flugphase – maximale Extension im Hüftgelenk)	128
Abb. 80: Prozentuale Verteilung der Leistungsveränderung des HGW (Bezug: Sprungserie unermüdet / ermüdet; Flugphase – maximale Extension im Hüftgelenk; n = 14)	129
Abb. 81: Graphische Darstellung der Gruppenmittelwerte, Standardabweichung, Signifikanz der KGW ausgewählter (Absprung / Landung – maximale Flexion im Kniegelenk; n = 14; p < 0,05)	130
Abb. 82: Graphische Darstellung der Gruppenmittelwerte, Standardabweichung, Signifikanz der KGW ausgewählter Sprungserien (Flugphase – maximale Extension im Kniegelenk; n = 14; p < 0,05)	131
Abb. 83: Graphische Darstellung der Gruppenmittelwerte, Standardabweichung, Signifikanz der HGW ausgewählter Sprungserien (Absprung / Landung – maximale Flexion im Hüftgelenk; n = 14; p < 0,05)	132
Abb. 84: Graphische Darstellung der Gruppenmittelwerte, Standardabweichung, Signifikanz der HGW ausgewählter Sprungserien (Flugphase – maximale Extension im Hüftgelenk; n = 14; p < 0,05)	132
Abb. 85: Graphische Darstellung BKZ für ausgewählte Probanden mit trainingsspezifischer Akzentuierung im Gesamtüberblick	147
Abb. 86 a – d: Darstellung der BKZ bei differenten Ermüdungsprogrammen für ausgewählte Probanden mit trainingsspezifischer Akzentuierung	148
Abb. 87 a – c: Bodenkontaktzeiten bei lokaler dynamischer Ermüdung des M. triceps surae für ausgewählte Probanden mit trainingsspezifischer Akzentuierung	149
Abb. 88: Graphische Darstellung FH für ausgewählte Probanden mit trainingsspezifischer Akzentuierung im Gesamtüberblick	150
Abb. 89 a – d: Darstellung der FH bei differenten Ermüdungsprogrammen für ausgewählte Probanden mit trainingsspezifischer Akzentuierung	150
Abb. 90 a – c: Flughöhen bei lokaler dynamischer Ermüdung des M. triceps surae für ausgewählte Probanden mit trainingsspezifischer Akzentuierung	151
Abb. 91: Graphische Darstellung FZ für ausgewählte Probanden mit trainingsspezifischer Akzentuierung im Gesamtüberblick	152
Abb. 92 a – d: Darstellung der FZ bei differenten Ermüdungsprogrammen für ausgewählte Probanden mit trainingsspezifischer Akzentuierung	152
Abb. 93 a – c: Flugzeiten bei lokaler dynamischer Ermüdung des M. triceps surae für ausgewählte Probanden mit trainingsspezifischer Akzentuierung	153
Abb. 94: Ausgewählte EMG während des Squat Jump bei lokaler dynamischer Ermüdung M. triceps surae – Proband ausdauerakzentuiert (unermüdet (links) / ermüdet (rechts))	155
Abb. 95: Ausgewählte EMG während des 1. Drop Jump bei lokaler dynamischer Ermüdung M. triceps surae – Proband ausdauerakzentuiert (unermüdet (links) / ermüdet (rechts))	156
Abb. 96: Ausgewählte EMG während des Squat Jump bei lokaler dynamischer Ermüdung M. triceps surae – Proband kraftakzentuiert (unermüdet (links) / ermüdet (rechts))	158
Abb. 97: Ausgewählte EMG während des 1. Drop Jump bei lokaler dynamischer Ermüdung M. triceps surae – Proband kraftakzentuiert (unermüdet (links) / ermüdet (rechts))	159
Abb. 98: Ausgewählte EMG während des Squat Jump bei lokaler dynamischer Ermüdung M. triceps surae – Proband spielakzentuiert (unermüdet (links) / ermüdet (rechts))	161
Abb. 99: Ausgewählte EMG während des 1. Drop Jump bei lokaler dynamischer Ermüdung M. triceps surae – Proband spielakzentuiert (unermüdet (links) / ermüdet (rechts))	162
Abb. 100 a – c: Graphische Darstellung IEMG für ausgewählte Probanden mit trainingsspezifischer Akzentuierung für den M. triceps surae	163
Abb. 101 a – c: Graphische Darstellung der maximalen Amplituden für ausgewählte Probanden mit trainingsspezifischer Akzentuierung für den M. triceps surae	164

Abb. 102 a – c: Graphische Darstellung IEMG für ausgewählte Probanden mit trainingsspezifischer Akzentuierung für den M. quadriceps femoris	165
Abb. 103 a – c: Graphische Darstellung der maximalen Amplituden für ausgewählte Probanden mit trainingsspezifischer Akzentuierung für den M. quadriceps femoris	166
Abb. 104 a – c: Körperschwerpunktverläufe sportartspezifisch trainierter Probanden bei lokaler Ermüdung M. triceps surae – dynamisch	167
Abb. 105 a – c: Graphische Darstellung KSP für ausgewählte Probanden mit trainingsspezifischer Akzentuierung (a: Absprung – maximale Flexion im Kniegelenk; b: Landung – maximale Flexion im Kniegelenk; c: Flugphase – maximale Extension im Kniegelenk)	168
Abb. 106 a – c: Kniegelenkwinkelverläufe sportartspezifisch trainierter Probanden bei lokaler Ermüdung M. triceps surae – dynamisch	169
Abb. 107 a – b: Graphische Darstellung KGW für ausgewählte Probanden mit trainingsspezifischer Akzentuierung (a: Absprung / Landung – maximale Flexion im Kniegelenk; b: Flugphase – maximale Extension im Kniegelenk)	170
Abb. 108 a – c: Hüftgelenkwinkelverläufe sportartspezifisch trainierter Probanden bei lokaler Ermüdung M. triceps surae – dynamisch	171
Abb. 109 a – b: Graphische Darstellung HGW für ausgewählte Probanden mit trainingsspezifischer Akzentuierung (a: Absprung / Landung – maximale Flexion im Hüftgelenk; b: Flugphase – maximale Extension im Hüftgelenk)	172
Abb. 110: Schema der Regulation zur lokalen Muskelermüdung (modifiziert nach THORHAUER et al., 2004)	182

TABELLENVERZEICHNIS

Tab. 01: Beispiele der Ermüdungsforschung in der Sportwissenschaft in Deutschland (vgl. THORHAUER, 1999; Michel, 2000)	10
Tab. 02: Übersicht zu Ermüdungseffekten bei unterschiedlichen Muskelaktionsformen (vgl. SCHMIDTBLEICHER, 1991)	11
Tab. 03: Übersicht zu Begrifflichkeiten im Zusammenhang mit der Ermüdungsproblematik (vgl. FINDEISEN, 1980; PLATONOV, 1999)	20
Tab. 04: Lokalisation und Wirkung von Ermüdungssymptomen im Überblick	22
Tab. 05: Übersicht zu Ermüdungssymptomen (FINDEISEN / LINKE / PICKENHAIN, 1980)	23
Tab. 06: Periphere und psychische (zentrale) Ermüdung im Überblick (vgl. SCHMIDT / THEWS / LANG, 2000; RICKERT, 1987)	24
Tab. 07: Zusammenfassung elektrophysiologischer und biochemischer Veränderungen bei peripherer Ermüdung	28
Tab. 08: Lokale und globale Ermüdung	28
Tab. 09: Ausgewählte Phänomene der EMG – Ermüdungsforschung	32
Tab. 10: Daten der Probanden	46
Tab. 11: Kennwerte der Untersuchungsgruppe	46
Tab. 12: Programme zur differenzierten lokalen Ermüdung unterer Extremitäten	47
Tab. 13: Elektrodenanordnung (in Anlehnung an HERMENS et al., 1999; TITTEL, 2000)	54
Tab. 14: KOLMOGOROV – SMIRNOV – Anpassungstest (Flughöhen – Programm 1)	58
Tab. 15: Statistik bei gepaarten Stichproben (Flughöhen – Programm 1)	58
Tab. 16: Korrelationen bei gepaarten Stichproben (Flughöhen – Programm 1)	58

Tab. 17: T – Test bei gepaarten Stichproben (Flughöhen – Programm 1)	59
Tab. 18: Scheffé – Prozedur (Post – Hoc – Tests – Mehrfachvergleiche)	59
Tab. 19: Beurteilung der Leistungsparameter bei Programm 1 – M. triceps surae isometrisch (Bezug: arithmetische Mittel der ersten und letzten Sprungserie)	65
Tab. 20: Beurteilung der Leistungsparameter bei Programm 2 – M. triceps surae dynamisch (Bezug: arithmetische Mittel der ersten und letzten Sprungserie)	66
Tab. 21: Beurteilung der Leistungsparameter bei Programm 3 – M. quadriceps femoris isometrisch (Bezug: arithmetische Mittel der ersten und letzten Sprungserie)	67
Tab. 22: Beurteilung der Leistungsparameter bei Programm 4 – M. quadriceps femoris dynamisch (Bezug: arithmetische Mittel der ersten und letzten Sprungserie)	68
Tab. 23: Verhalten Leistungsparameter BKZ (n = 14)	69
Tab. 24: Verhalten Leistungsparameter FH (n = 14)	70
Tab. 25: Verhalten Leistungsparameter FZ (n = 14)	72
Tab. 26: Gruppenmittelwerte, Standardabweichung, Signifikanz – Parameter BKZ bei differenten Ermüdungsprogrammen (n = 14; p < 0,05)	73
Tab. 27: Gruppenmittelwerte, Standardabweichung, Signifikanz – Parameter FH bei differenten Ermüdungsprogrammen (n = 14; p < 0,05)	74
Tab. 28: Gruppenmittelwerte, Standardabweichung und Signifikanz – Parameter FZ bei differenten Ermüdungsprogrammen (n = 14; p < 0,05)	75
Tab. 29: Gruppenmittelwerte, Standardabweichung, Signifikanz der IEMG des M. triceps surae bei lokaler Ermüdung (n = 14; p < 0,05)	85
Tab. 30: Gruppenmittelwerte, Standardabweichung, Signifikanz der maximalen Amplituden des M. triceps surae bei lokaler Ermüdung (n = 14; p < 0,05)	85
Tab. 31: Gruppenmittelwerte, Standardabweichung, Signifikanz der IEMG des M. triceps surae bei lokaler Ermüdung für differente Ermüdungsgrade (n = 14; p < 0,05)	88
Tab. 32: Gruppenmittelwerte, Standardabweichung, Signifikanz der maximalen Amplituden des M. triceps surae bei lokaler Ermüdung für differente Ermüdungsgrade (n = 14; p < 0,05)	88
Tab. 33: Gruppenmittelwerte, Standardabweichung, Signifikanz der IEMG des M. quadriceps femoris bei lokaler Ermüdung (n = 14; p < 0,05)	99
Tab. 34: Gruppenmittelwerte, Standardabweichung, Signifikanz der maximalen Amplituden des M. quadriceps femoris bei lokaler Ermüdung (n = 14; p < 0,05)	99
Tab. 35: Gruppenmittelwerte, Standardabweichung, Signifikanz der IEMG des M. quadriceps femoris bei lokaler Ermüdung für differente Ermüdungsgrade (n = 14; p < 0,05)	102
Tab. 36: Gruppenmittelwerte, Standardabweichung, Signifikanz der maximalen Amplituden des M. quadriceps femoris bei lokaler Ermüdung für differente Ermüdungsgrade (n = 14; p < 0,05)	102
Tab. 37: Körpersegmente und deren Gewichtung (nach FISCHER: vgl. HOCHMUTH, 1981)	107
Tab. 38: Höhe KSP (Absprung – maximale Flexion im Kniegelenk)	110
Tab. 39: Veränderung KSP – Höhe (Absprung – maximale Flexion im Kniegelenk)	111
Tab. 40: Höhe KSP (Landung – maximale Flexion im Kniegelenk)	112
Tab. 41: Veränderung KSP – Höhe (Landung – maximale Flexion im Kniegelenk)	113
Tab. 42: Höhe KSP (Flugphase – maximale Extension im Kniegelenk)	114
Tab. 43: Veränderung KSP – Höhe (Flugphase – maximale Extension im Kniegelenk)	115
Tab. 44: Gruppenmittelwerte, Standardabweichung, Signifikanz der KSP – Höhe ausgewählter Sprungserien (maximale Flexion / maximale Extension im Kniegelenk; n = 14)	116
Tab. 45: Gruppenmittelwerte, Standardabweichung, Signifikanz des KSP für differente Ermüdungsprogramme (Bezug: 1. Sprung / 3. Sprung der Sprungserie; n = 14)	117

Tab. 46: Kniegelenkwinkel (Absprung / Landung – maximale Flexion im Kniegelenk)	122
Tab. 47: Veränderung KGW (Absprung / Landung – maximale Flexion im Kniegelenk)	123
Tab. 48: Kniegelenkwinkel (Flugphase – maximale Extension im Kniegelenk)	124
Tab. 49: Veränderung KGW (Flugphase – maximale Extension im Kniegelenk)	125
Tab. 50: Hüftgelenkwinkel (Absprung / Landung – maximale Flexion im Hüftgelenk)	126
Tab. 51: Veränderung HGW (Absprung / Landung – maximale Flexion im Hüftgelenk)	127
Tab. 52: Hüftgelenkwinkel (Flugphase – maximale Extension im Hüftgelenk)	128
Tab. 53: Veränderung HGW (Flugphase – maximale Extension im Hüftgelenk)	129
Tab. 54: Gruppenmittelwerte, Standardabweichung und Signifikanz der KGW ausgewählter Sprungserien (maximale Flexion / maximale Extension im Kniegelenk; n = 14)	130
Tab. 55: Gruppenmittelwerte, Standardabweichung und Signifikanz der HGW ausgewählter Sprungserien (maximale Flexion / maximale Extension im Hüftgelenk; n = 14)	131
Tab. 56: Gruppenmittelwerte, Standardabweichung und Signifikanz der KGW für differente Ermüdungsprogramme (Bezug: 1. Sprung / 3. Sprung der Sprungserie; n = 14)	133
Tab. 57: Gruppenmittelwerte, Standardabweichung und Signifikanz der HGW für differente Ermüdungsprogramme (Bezug: 1. Sprung / 3. Sprung der Sprungserie; n = 14)	133
Tab. 58: Übersicht zu sporttechnischen, bioelektrischen und kinematischen Parametern aller Probanden (Bezug: Sprungserie unermüdet / ermüdet)	144

EHRENWÖRTLICHE ERKLÄRUNG

Hiermit erkläre ich ehrenwörtlich, dass ich die vorliegende Arbeit selbständig angefertigt habe. Direkt oder indirekt übernommenes Gedankengut aus fremden Quellen ist als solches kenntlich gemacht. Gleichsam wurde diese Arbeit weder einer anderen Prüfungsbehörde vorgelegt, noch veröffentlicht. Die rechtlichen Konsequenzen unwahrer Erklärungen sind mir bekannt und bewusst.

Jena, 10.01.2006

Unterschrift des Erklärenden

Falk Werner

LEBENS LAUF

Name	Falk Werner
Anschrift	Karl – Liebknecht – Straße 79, 07749 Jena 03641-518411 falk-werner@web.de
geboren am	28. Februar 1972 in Halle / Saale
Familienstand	ledig
1978 – 1980	POS „Wilhelm Koenen“ in Halle / Saale
1980 – 1986	POS „Dr. Kurt Fischer“ in Halle / Saale
1986 – 1990	EOS „Spezialoberschule Wickersdorf“ in Wickersdorf
1990	Abitur
1990 – 1991	Wehrersatzdienst in Halle / Saale
1991 – 1998	Studium an der FSU in Jena
1998	Abschluss als Magister Artium (M.A.)
1999 – 1999	Trainer im Fitnessclub an der Ringwiese in Jena
seit 01.01.2000	wissenschaftlicher Mitarbeiter an der FSU Jena

Jena, 10.01.2006

DANKSAGUNG

Hiermit möchte ich allen danken, die mich bei der Anfertigung und Fertigstellung dieser Arbeit unterstützt und beraten haben. Einen besonderen Dank möchte ich all denen zukommen lassen, die an mich geglaubt haben und mir in schwierigen Zeiten die nötige Unterstützung zukommen ließen.

Mein ganz besonderer Dank gilt Herrn **Univ. – Prof. Dr. paed. Habil. H. – A. THORHAUER** (Institut für Sportwissenschaft Jena, Lehrstuhl Trainingswissenschaft / Spezielle Didaktik der Sportarten) für das entgegengebrachte Vertrauen und die Möglichkeit diese Herausforderung anzunehmen. Bedanken möchte ich mich für die Betreuung der Arbeit und die zahlreichen konstruktiven fachlichen Anregungen.

Der nächste Dank geht an Herrn **Dr. paed. W. Eismann** (Institut für Sportwissenschaft Jena, Lehrstuhl Trainingswissenschaft / Spezielle Didaktik der Sportarten) für seine kritische und aufmunternde Sichtweise zu Problemstellungen, die fachliche Grenzen bei weitem überschritten.

Ausdrücklich bedanken möchte ich mich bei Herrn **Dr. paed. Christian Wick** (Institut für Sportwissenschaft Jena, Lehrstuhl Sportmedizin) für seine fachlichen, inhaltlichen und methodischen Lösungsstrategien bei der Diskussion und Erörterung von Fragestellungen sowie für seine offene, hilfsbereite und freundliche Art.

Weitergehend danke ich Herrn **Lutz Hoffmann** (Institut für Sportwissenschaft, Lehrstuhl Trainingswissenschaft / Spezielle Didaktik der Sportarten) für seine Unterstützung bei der Vorbereitung, Durchführung und Organisation der experimentellen Untersuchungen. Darüber hinaus bedanke ich mich für die Vielzahl fachlicher Diskussionen und Erörterungen zu speziellen Problemstellungen.

Herrn **Peter Fackelmayer** (ehemaliger Mitarbeiter des Institutes für Sportmedizin) möchte ich für seine unkomplizierte Art und Weise bei der Lösung außergewöhnlicher und unerwarteter technischer Probleme danken.

Ebenfalls danke ich Frau **Dr. paed. Sylvia Stanek** (Institut für Sportwissenschaft, Lehrstuhl Trainingswissenschaft / Spezielle Didaktik der Sportarten), Frau **Sabine Sorge** (Institut für Sportwissenschaft, Lehrstuhl Sportpädagogik und Sportdidaktik) und Herrn **Thomas Ohrt** (ehemaliger Doktorand am Institut für Sportwissenschaft, Lehrstuhl Trainingswissenschaft / Spezielle Didaktik der Sportarten) für die vielen motivierenden Gespräche und Diskussionen sowie zahlreichen fachlichen Anregungen.

Ferner möchte ich mich bei allen Mitarbeitern des Institutes für Sportwissenschaft (Friedrich – Schiller – Universität zu Jena), Studenten und Probanden bedanken, die durch ihre Hilfe, Mitarbeit und ihren persönlichen Einsatz erheblich zum Gelingen der Arbeit beigetragen haben.

Abschließend gehört ein großer Dank meiner Familie, vor allem an meine Eltern Frau **Monika Werner** und Herrn **Frank Werner**, sowie meinen Freunden und meiner Tochter **Lia** für die glücklichen Momente.